



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Určení přesnosti kvantifikace energetického výdeje člověka  
pomocí nositelné elektroniky**

**Accuracy of energy expenditure measurement by wearable  
electronics**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu

Vedoucí práce: Ing. Jan Mužík, Ph.D.

**Bc. Olga Tsirkunova**

---

**Kladno 2020**



## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

### I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Tsirkunova** Jméno: **Olga** Osobní číslo: **484334**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Přístroje a metody pro biomedicínu**

### II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Určení přesnosti kvantifikace energetického výdeje člověka pomocí nositelné elektroniky**

Název diplomové práce anglicky:

**Accuracy of energy expenditure measurement by wearable electronics**

Pokyny pro vypracování:

Energetický výdej člověka je důležitá veličina ovlivňující mimo jiné hodnotu glykémie lidí trpících diabetem. Ověřte možnost použití nositelné elektroniky (wearable electronic) pro určení energetického výdeje člověka. Zaměřte se na zařízení, jako jsou aktivity trackery, aplikace pro smart watches, aplikace pro mobilní telefony či sport trackery a rovněž zařízení, která jsou vyvíjena v rámci výzkumných aktivit. Naměřené hodnoty porovnejte s hodnotami získanými pomocí mobilního analyzátoru dechových plynů Oxycon. Zkoumejte jak energeticky snadno kvantifikovatelné aktivity jako je chůze na běhacím pásu či jízda na ergometru, tak aktivity prováděné v přirozeném prostředí.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Rozman, J., Elektronické přístroje v lékařství, ed. 1, Academia, Praha, 2006, ISBN 80-200-1308-3
- [2] Metin Akay, Biomedical Signal Processing, ed. 1, Academic Press, 2012, 377 s., ISBN 0323140149
- [3] Rušavý Zdeněk, Brož Jan a kol., Diabetes a sport, ed. 1, Maxdorf, 2012, ISBN 978-80-7345-289-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Jan Mužík, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

**Ing. Anna Holubová, MUDr. Jan Brož (2. LF UA a FN Motol)**

Datum zadání diplomové práce: **17.02.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**

  
doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.  
podpis vedoucí(ho) katedry

  
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis oěkana(ky)

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou prací s názvem „Určení přesnosti kvantifikace energetického výdeje člověka pomocí nositelné elektroniky“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 21.05.2020.

.....

Bc. Olga Tsirkunova

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Mužíkovi, Ph.D., kolektivu Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI, 1. LF UK na Albertově za příležitost realizovat tuto práci a za pomoc při jejím zpracování. Také bych chtěla poděkovat probandům, kteří se zúčastnili experimentu a věnovali mi svůj volný čas, své rodině, která mně umožnila studium na vysoké škole a svým kamarádům, kteří mě podporovali a pomáhali po celou dobu studia.

## **ABSTRAKT**

Cílem této diplomové práce bylo prozkoumat přesnost odhadu energetického výdeje člověka měřeného pomocí fitness náramků pro různé činnosti běžného života. Jako referenční metoda byl vybrán respirační systém OxyconMobile. V práci byly aplikovány dvě metody pro hodnocení energetického výdeje. První metodou bylo získávání hodnot vycházejících přímo z náramku, druhá metoda se poté zabývala výpočtem energetického výdeje dle tepové frekvence. Dále byla navržena a realizována sada experimentů. Naměřená data byla zpracována a statisticky analyzována. Experimentální části se zúčastnilo dvanáct probandů. Menší odchylky energetického výdeje byly jen u některých aktivit vybraných fitness náramků.

### **Klíčová slova**

Energetický výdej, fitness náramek, fyzická aktivita, OxyconMobile

## **ABSTRACT**

The aim of this thesis was to examine the accuracy of estimating energy expenditure measured by fitness trackers for various activities of everyday life. The OxyconMobile respiratory system was chosen as the reference method. Two methods for the evaluation of energy expenditure were applied in the work. The first is to obtain values directly from wearable physical activity monitors, the second method is calculating the energy expenditure according to heart rate. Furthermore, a set of experiments was planned and realized. Subsequently, the measured data were processed and statistically analyzed. Twelve probands took part in the experimental part. Energy expenditure didn't differ significantly from the criterion only for some activities in fitness trackers.

### **Keywords**

Energy expenditure, Fitness trackers, Physical activity, OxyconMobile

# Obsah

<b>Seznam zkratk</b> .....	<b>9</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>10</b>
<b>2 Přehled současného stavu</b> .....	<b>11</b>
2.1 Energetický výdej.....	12
2.1.1 Klidový energetický výdej .....	12
2.1.2 Termický efekt potravy .....	13
2.1.3 Fyzická aktivita.....	13
2.2 Úroveň fyzické aktivity .....	14
2.3 Metody měření energetického výdeje .....	14
2.3.1 Dvojitě značená voda .....	16
2.3.2 Přímá kalorimetrie.....	17
2.3.3 Nepřímá kalorimetrie .....	18
2.3.4 Měření dle tepové frekvence .....	21
2.3.5 Měření dle pohybové aktivity.....	24
2.3.6 Kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity .....	25
2.3.7 Měření dle kroků.....	26
2.4 Metabolic equivalent of task (MET) .....	27
2.5 Senzory nositelných zařízení .....	28
2.5.1 Akcelerometry .....	29
2.5.2 Gyroskopy .....	29
2.5.3 Magnetometry.....	30
2.5.4 Global Positioning System (GPS).....	30
2.5.5 Senzory tepové frekvence.....	31
2.5.6 Senzory tlaku .....	31
2.6 Přehled fitness náramků používaných ve výzkumech.....	32
<b>3 Cíle práce</b> .....	<b>35</b>
<b>4 Metody</b> .....	<b>36</b>
4.1 OxyconMobile .....	36
4.1.1 Hardware systému OxyconMobile .....	36
4.1.2 Kalibrace.....	37

4.1.3	Software systému OxyconMobile.....	38
4.2	Apple Watch .....	40
4.3	Fitbit Charge 2 .....	41
4.4	Xiaomi Mi Band 2.....	42
4.5	Výběr probandů.....	43
4.6	Popis experimentu .....	44
4.7	Vyhodnocení a zpracování dat.....	46
4.7.1	Výpočet energetického výdeje pomocí tepové frekvence .....	47
4.7.2	Statistická analýza.....	48
<b>5</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>50</b>
5.1	Odhad EE v klidové fázi (vleže) .....	54
5.2	Odhad EE při zametání.....	55
5.3	Odhad EE při sezení na židli.....	56
5.4	Odhad EE během chůze po rovině .....	57
5.5	Odhad EE při chůzi do schodů.....	58
5.6	Odhad EE během práce za počítačem .....	59
5.7	Odhad EE při chůzi po rovině s taškami .....	60
5.8	Odhad EE během jízdy na ergometru.....	61
5.9	Shrnutí výsledků.....	62
<b>6</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>64</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>67</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>68</b>
	<b>Seznam použitých obrázků .....</b>	<b>73</b>
	<b>Seznam použitých tabulek.....</b>	<b>75</b>
	<b>Příloha A: Dokumenty pro Etickou komisi.....</b>	<b>76</b>
	<b>Příloha B: Obsah přiloženého CD .....</b>	<b>82</b>



## Seznam zkratek

---

Zkratka	Význam
EE	Energetický výdej ( <i>Energy Expenditure</i> )
PA	Fyzická aktivita ( <i>Physical Activity</i> )
TEE	Celkový energetický výdej ( <i>Total Energy Expenditure</i> )
REE	Klidový energetický výdej ( <i>Resting Energy Expenditure</i> )
TEF	Termický efekt potravy ( <i>Thermic Effect Of Food</i> )
AEE	Výkonná práce ( <i>Activity Energy Expenditure</i> )
BMR	Bazální metabolismus ( <i>Basal Metabolic Rate</i> )
PAL	Úroveň fyzické aktivity ( <i>Physical Activity Level</i> )
DLW	Dvojitě značená voda ( <i>Doubly Labeled Water</i> )
IC	Nepřímé kalorimetrie ( <i>Indirect Calorimetr</i> )
HR	Tepová frekvence ( <i>Heart Rate</i> )
MET	Metabolic equivalent of task
GPS	Global Positioning System
SBX	Senzorbox
DEX	Jednotka výměny dat

---

# 1 Úvod

Nositelné monitory fyzické aktivity neboli fitness náramky jsou v současné době velice populární a zcela již běžné používané doplňky mnoha lidí, neboť jim díky umístěným sensorům a příslušné mobilní aplikaci poskytují možnost monitorovat své zdraví a životní styl, umožňují plánování výživy pro sportovní kondici, a dokonce se používají při léčbě chorob, jako je např. diabetes, Parkinsonova choroba, kardiovaskulární onemocnění, obezita, podvýživa apod.

Většina moderních náramků je vybavena senzory, které umí měřit takové veličiny, jako je energetický výdej, tepová frekvence, počet kroků, vzdálenost. Dřívější komerčně dostupné náramky byly zaměřeny jenom na detekce pohybu (akcelerometry). Tato funkcionální změna poskytuje možnost zapojit nositelné zařízení do výzkumných studií. Využití nositelných zařízení motivuje lidi starat se o své zdraví a vést zdravý životní styl. Ačkoli zařízení mají velký potenciál využití, je potřeba prokázat přesnost a spolehlivost jejich měření.

Tato práce se zabývá ověřením přesnosti měření energetického výdeje člověka pomocí multisenzorových zařízení Apple Watch, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2 na základě navržené sady experimentů, které se primárně skládají z každodenních aktivit. Jako referenční metoda byl použit přístroj OxyconMobile, který funguje na principu nepřímé kalorimetrie.

## 2 Přehled současného stavu

V této kapitole, která se věnuje pojmu energetický výdej (EE), bude popsáno, z čeho se EE skládá a které faktory ho mohou ovlivnit. Následně budou představeny současné konvenční a nekonvenční metody pro stanovení EE, jejich fyzikálními principy, výhodami a omezeními.

Fyzická aktivita (PA) zlepšuje fyzické a duševní zdraví. Technologie měření fyzické aktivity se běžně používají ke kvantifikaci množství a typu pohybu prováděného jednotlivci v různých prostředích [1]. EE a PA jsou spojeny, ale jedná se o odlišné termíny. Energetický výdej je část energie, která je potřebná pro lidský organismus jak pro vykonání tělesných funkcí včetně dýchání, trávení, cirkulace krve, tak i pro výkon určitých činností. Fyzická aktivita je teda jakýkoliv tělesný pohyb, který je produkován kosterními svaly. [2]

Nízká PA je v současné době čtvrtým hlavním rizikovým faktorem úmrtnosti po celém světě. Existují však jen omezené důkazy, že používání fitness náramku hodně ovlivňuje tuto situaci. [3].

Každý rok se vyrábí miliony nových zařízení různých značek. Tyto firmy slibují přesnější měření a nabízí zákazníkům nové funkce. Dřívější komerčně dostupné náramky spoléhaly především jenom na pohybový senzor (akcelerometry), avšak novější zařízení v sobě mají další výstupní senzory, což nepochybně zlepšuje odhad EE. [4]

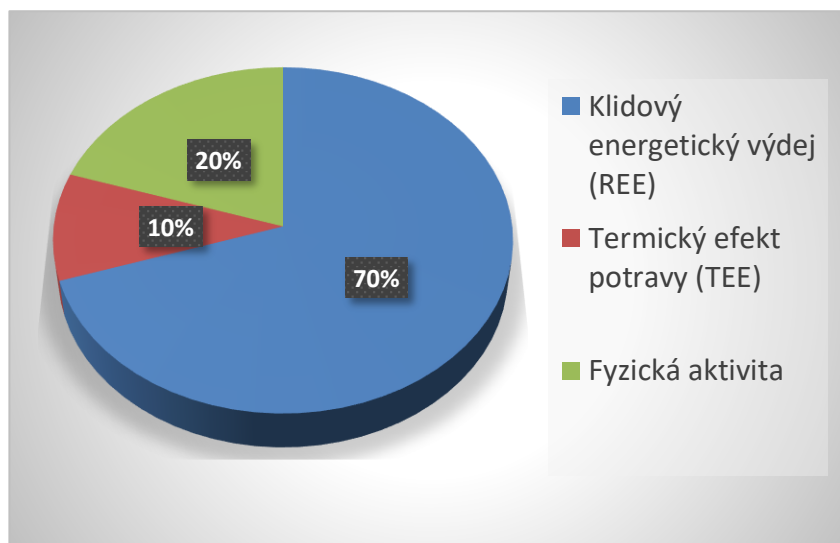
Vývojáři náramků Fitbit, Xiaomi, Apple a Garmin jsou přední společnosti na mezinárodním trhu. Přenosná elektronika se liší nejen cenovým rozpětím a funkcí, ale i přesností měření, což je velmi důležitý parametr pro odhad energetického výdeje člověka.

Zařízení mohou být účinnými ve sledování změn v chování osoby, přičemž jejich velkou výhodou je to, že poskytují nejen okamžitou zpětnou vazbu, ale také motivují člověka výsledky jeho vlastní aktivity.

Přes velké množství dostupných zařízení stále existuje problém s interoperabilitou, která souvisí se shromažďováním a zpracováním dat během měření [5]. To brání takovému výzkumu, který provádíme v rámci této diplomové práce.

## 2.1 Energetický výdej

Celkový energetický výdej (TEE) je energie, která se skládá z několika složek, viz obrázek 1.1. Jedna z nich je energie, která je potřebná pro klidový energetický výdej (REE). Tato část je největší z celkového energetického výdeje a tvoří přibližně 70 %. Druhá složka je termický efekt potravy (TEF), jenž tvoří 10 %, a třetí složkou je energie, která je potřebná k vykonání práce, jinými slovy fyzická aktivita 20 % (AEE). [6]



Obrázek 2.1: Složky energetického výdeje člověka.

Pro odhad energetického výdeje a hodnocení fyzické aktivity existují velká množství různých technik, kde každá má svoje výhody, nevýhody a omezení. Pochopení těchto metod je důležitý krok při rozhodování o tom, kterou metodu je vhodné použít při výběru vhodné technologie pro daný výzkum.

### 2.1.1 Klidový energetický výdej

Klidový energetický výdej, nebo REE je energie, jež je potřebná k udržování základních metabolických funkcí a k fungování životně důležitých orgánů včetně srdce, mozku, ledvin a plic. Faktory ovlivňující REE jsou pohlaví, věk, tělesná teplota, složení těla, genetika a endokrinní systém.

Klidový energetický výdej je obvykle u mužů větší než u žen. Toto souvisí s vyšším procentem štíhlé postavy u mužů než u žen. REE se také snižuje s věkem, neboť dochází ke svalovým stratům, jež souvisí s menší metabolickou aktivitou ve vysokém věku [6]. Měří se, když člověk v klidu odpočívá, a to cca 2 až 4 hodiny po jídle. REE je však energie

o 10 % vyšší než bazální metabolismus (BMR), tato energie je nejmenší energetický výdej, kterého může jedinec dosáhnout. Podmínky pro měření BMR jsou mnohem přísnější a standardizované: osoba je bdělá a v klidu, osoba musí být nalačno (minimálně 12 hodin po jídle) a musí se nacházet v místnosti, kde jsou zachované termoneutrální podmínky [7].

BMR můžeme odhadnout pomocí standardní rovnice, již poprvé uváděli ve své práci Harris a Benedict v roce 1918. Výpočty se provádějí na základě vlastních údajů jedinců – výška, hmotnost a věk. V dnešní době existují různé varianty upravených rovnic na základě Harris-Benedictové rovnice, které se používá v modernějších studiích. Model odhadu BMR pro muže:

$$BMR = 66 + 13,75 \cdot W + 5 \cdot H + 6,76 \cdot A \quad (1)$$

a pro ženy:

$$BMR = 655 + 9,56 \cdot W + 1,85 \cdot H + 4,68 \cdot A \quad (2)$$

kde  $W$  je hmotnost osoby v kg,  $H$  je výška osoby v cm,  $A$  je věk osoby v letech.

V praxi se BMR měří zřídka. Toto je spojeno s komplikovaností měření a přísnými podmínkami k okolí.

### 2.1.2 Termický efekt potravy

TEF je také označována jako stravou indukované termogenezi. To je energie, která je potřebná pro příjem, trávení, absorpci a metabolismus potravin, přeměnu užitečných látek a vylučování odpadů, které lze měřit několik hodin po příjmu jídla.[6]

### 2.1.3 Fyzická aktivita

AEE je nejvíc variabilní složkou a má největší podíl ze všech částí, na které se dělí celkový energetický výdej člověka. Faktory ovlivňující tuto část EE jsou frekvence aktivity, doba trvání a intenzita. U lidí se sedavým způsobem života energie, která je potřebná k výkonu fyzické aktivity, může tvořit méně než polovinu bazálního metabolismu, zatímco někteří sportovci, kteří mají aktivní životní styl, mohou zvýšit tuto hodnotu až několikanásobně. [6]

## 2.2 Úroveň fyzické aktivity

Úroveň fyzické aktivity (PAL) určuje poměr celkového výdeje energie ke klidovému energetickému výdeji a uvádí hodnotu relativního nadměrného výstupu energie vztažené k fyzické aktivitě, která je charakterizovaná intenzitou a dobou trvání zátěže po 24 hodin. Platnost PAL byla potvrzena ve studiích. Složka TEE byla naměřena pomocí techniky dvojitě značené vody, index byl relativně přesný, ale měl vysoké náklady. Odhad úrovně fyzické aktivity bude mnohem levnější, pokud odhad TEE budeme provádět pomocí naměřené tepové frekvence. [8]

PAL lze odhadnout jako:

$$PAL = TEE/REE \quad (3)$$

kde TEE je celkový energetický výdej, REE je klidový energetický výdej.

Většinou PAL se používá pro odhad celkových energetických potřeb jedince. Například pokud hodnota PAL odpovídá 1,56, znamená to, že průměrný energetický požadavek bude cca 2000 kcal/den u ženy, která váží 55 kg. Obvykle se hodnoty PAL pohybují od 1,4 až do 2,4. [8]

## 2.3 Metody měření energetického výdeje

Použití různých technik pro stanovení energetického výdeje jedince je především způsobeno odlišnými fyzikálními principy, na které jsou založeny tyto metody. Existují konvekční metody stanovení EE, mezi které patří:

- dvojitě značená voda
- přímá kalorimetrie
- nepřímá kalorimetrie

Tyto metody jsou v praxi považovány jako referenční. Nekonvekční metody umožňují odhad EE pomocí vzorce, kde je popsána závislost mezi naměřenými hodnotami. To může být tepová frekvence nebo pohybová aktivita a energetického výdeje člověka.

Shrnutí nejpoužívanějších metod pro odhad energetického výdeje člověka, jejich výhody a omezení je uvedeno v tabulce 1. [6]

**Tabulka 2.1: Výhody a omezení různých metod používaných pro odhad energetického výdeje člověka.**

Metoda	Výhody	Omezení
<u>Dvojitě značená voda</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vysoká přesnost, „zlatý standart“ pro měření EE</li> <li>• Umožňuje probandům svobodu pohybu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vysoké náklady</li> <li>• Vysoká odbornost personálu</li> <li>• Neposkytuje žádnou konkrétní informaci o fyzické aktivitě</li> </ul>
<u>Přímá kalorimetrie</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nejpřesnější metoda pro kvantifikaci EE</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vysoká cena</li> <li>• Vyžaduje omezení pohybu (jen vevnitř komory)</li> </ul>
<u>Nepřímá kalorimetrie</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Přesná a neinvazivní</li> <li>• Možnost hodnocení EE v běžném životě</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Relativně vysoké náklady</li> <li>• Školení personálu</li> </ul>
<u>Akcelerometry</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Neinvazivní metoda, méně zatěžuje člověka</li> <li>• Levná</li> <li>• Lze použít v laboratorním prostředí a běžném životě</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nepřesnost měření v celé řadě činností</li> </ul>
<u>Monitor srdečního tepu</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nízké náklady</li> <li>• Neinvazivní, universální a velice přesná metoda</li> <li>• Lze použít v laboratorním prostředí a běžném životě</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Elektrické nebo magnetické rušení signálu zařízení</li> <li>• Nevhodná pro měření EE s malou zátěží</li> </ul>
<u>Krokoměry</u>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Levná a neinvazivní metoda</li> <li>• Nejjednodušší zařízení</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Jenom na měření aktivity, která souvisí s chůzí</li> <li>• Nepřesná pro odhad EE</li> </ul>

### 2.3.1 Dvojitě značená voda

Dvojitě značená voda (DLW) je považována za zlatý standart pro měření celkového energetického výdeje (TEE). Metoda DLW je založena na principu, kdy je probandovi je dána dávka  $^2\text{H}_2^{18}\text{O}$ , potom proběhne eliminace vodíku a kyslíku a vytvoří se oxid uhličitý. Deuterium se z těla ztratí jenom vodou, zatímco  $^{18}\text{O}$  se ztratí jak ve formě vody, tak i v podobě oxidu uhličitého. Metoda DLW má své výhody, mezi něž patří vysoká přesnost, neinvazivnost a možnost osoby pokračovat ve svých normálních aktivitách během měření. Omezením této metody jsou její vysoké náklady kvůli drahému vybavení a kvůli odborným znalostem potřebných pro provádění a analýzu měření. Další nevýhodou DLW je, že technika poskytuje celkový denní výdej energie za dobu měření, ale neposkytuje žádné konkrétní údaje o fyzické aktivitě osoby. Použitím této metody můžeme hodnotit energetický výdej během 7 až 14 dnů. [6]

Míru produkce  $\text{CO}_2$  lze spočítat jako:

$$r\text{CO}_2 = 0,4554 \cdot \text{TBW} \cdot (1,007 \cdot k_o - 1,041 \cdot k_h) \quad (4)$$

kde  $r\text{CO}_2$  je míra produkce  $\text{CO}_2$  v mol/den,  $\text{TBW}$  je celková tělesná voda v mol,  $k_o$  je míra eliminace kyslíku 1/den,  $k_h$  je míra eliminace vodíku v 1/den.

Celkový energetický výdej se spočítá dle upravené Weirové rovnice:

$$\text{TEE} = 22,4 \cdot \left( 3,9 \cdot \left( \frac{r\text{CO}_2}{FQ} \right) + 1,1 \cdot r\text{CO}_2 \right) \quad (5)$$

kde  $\text{TEE}$  je celkový energetický výdej v kcal/den,  $r\text{CO}_2$  je míra produkce  $\text{CO}_2$  v mol/den,  $FQ$  je kvocient potravin.

Ačkoliv technika DLW neumožňuje vypočítat rovnou energii, která je nutná k vykonání práce, tuto složku můžeme následně dopočítat za předpokladu, že TEF tvoří přibližně 10 % celkového energetického výdeje [8]:

$$\text{AEE} = 0,9 \cdot \text{TEE} - \text{REE} \quad (6)$$

kde  $\text{AEE}$  je energie, která je nutná k vykonání práce v kcal/den,  $\text{TEE}$  je celkový energetický výdej v kcal/den,  $\text{REE}$  je klidový energetický výdej v kcal/den.



Jak je uvedeno výše, pomocí techniky DLW lze vypočítat AEE jako průměr za období měření. Metoda ale neposkytuje žádné konkrétní informace týkající se intenzity, frekvence, trvání nebo režimu fyzické aktivity [8].

### 2.3.2 Přímá kalorimetrie

Metoda přímé kalorimetrie je založena na prvním zákonu termodynamiky, který říká, že energie spálená ve všech fyziologických procesech je rozptýlena ve formě tepla a celkový energetický výdej lze ocenit přímým měřením produkce tepla [9]. Metoda měří rychlost tepelných ztrát osoby pomocí kalorimetru nebo tzv. kalorimetrické komory, ta představuje uzavřenou místnost. [6]

Existují tři hlavní typy stanovení EE pomocí nepřímé kalorimetrie:

- Izotermické systémy
- Chladiče
- Konvekční systémy

#### *Izotermické systémy*

Kalorimetr se skládá z komory, která je obložena vrstvou izolačního materiálu. Vevnitř komory se vrstva nachází v tepelné rovnováze s místností, vnější vrstva je ve stavu rovnováhy se stěnou komory, která je udržována na konstantní teplotu pomocí cirkulující tekutiny. Gradient teploty skrz izolační materiál je úměrný tepelným ztrátám. [10]

#### *Chladiče nebo adiabatické systémy*

Princip této komory je založen na pohlcování tepla chladicí kapalinou. Rychlost odvádění tepla je nastavena tak, aby teploty uvnitř a venku kalorimetru zůstávaly stejné, vytvářely tzv. „stěnu s nulovým teplotním gradientem“. [10]

#### *Konvekční systémy*

Tyto kalorimetry fungují na principu proudění vzduchu se známou rychlostí. Spalovaná energie se vypočítá z rychlosti toku, měrné tepelné kapacity vzduchu a nárůstu teploty vzduchu opuštěného z komory. [10]

Pro měření tepla v komoře byly vyvinuty různé systémy izotermických a gradientních vrstev této místnosti, jak bylo uvedeno výše, avšak jeden z nejpoužívanějších systémů je komora obklopena vrstvou, která je udržovaná na stejné teplotě vevnitř komory a výroba tepla vycházející z organismu se počítá pomocí měření rozdílu teploty vzduchu [9].

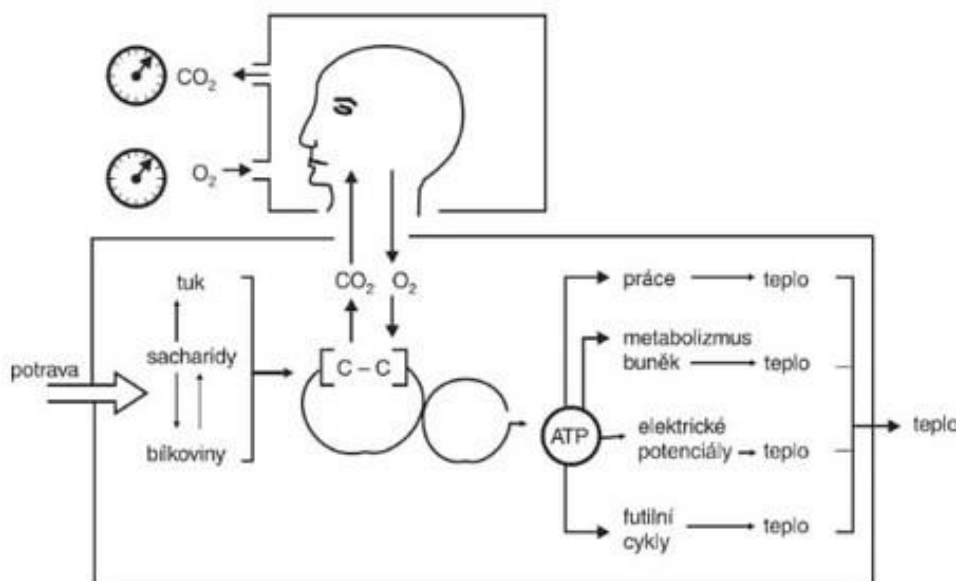
Jedná se o nejpřesnější metodu pro stanovení EE, ale její použití je omezeno vysokými náklady, nutností provádět měření uvnitř komory, jenž zabraňují použít techniku pro odhad EE jednotlivce ve běžném životě a taky omezeno časovým intervalem ve srovnání s ostatními metodami [6]. Kromě složitého návrhu existují další omezení tomu, aby prima kalorimetrie byla hlavní metodikou pro měření EE, a to třeba v důsledku nezanedbatelné tepelné kapacity člověka a pomalé výměně tepla ve srovnání s výměnou plynu v dýchacích cestách není schopna přímá kalorimetrie detekovat aktuální změny energetického výdeje [9].

Pokrok v technologii nositelných zařízení vedl k obnovení zájmu o měření EE pomocí přímé kalorimetrie se zlepšenou metodikou. Pro detekci teploty pokožky osoby a tepelných ztrát z lidského organismu byly vyvinuty speciální přístroje podobné náramkům. Jejich největší výhodou je to, že řeší problém odhadu energetického výdeje pomocí komplikovaných respiračních masek pro analýzu vdechovaného plynu u metody nepřímé kalorimetrie. [9]

V praxi dnes většina referenčních měření probíhá pomocí nepřímé kalorimetrie.

### **2.3.3 Nepřímá kalorimetrie**

V klinické praxi pro odhad energetického výdeje je nejvíc používaná technika nepřímé kalorimetrie (IC). To je velice přesná a neinvazivní metoda, která je založena na měření vdechovaného a vydechovaného objemu a koncentrace  $O_2$  a  $CO_2$ , na obrázku 2.2 je znázorněn princip této techniky. [6]



**Obrázek 2.2: Schéma principu nepřímé kalorimetrie. [11]**

Vztah mezi spotřebou kyslíku  $O_2$  a výdejem oxidu uhličitého  $CO_2$  je určen pomocí energetického ekvivalentu kyslíku  $EEq_{O_2}$ , to je veličina, která určuje množství energie uvolněné z živin (sacharidů, lipidů a proteinů) při spotřebě jednoho litru kyslíku [12] [13].

Pro výpočet energetického výdeje potřebujeme vědět, v jakém poměru se spálí sacharidy, lipidy a proteiny:

$$EE = (V_{O_2S} \cdot EEq_{O_2S}) + (V_{O_2L} \cdot EEq_{O_2L}) + (V_{O_2P} \cdot EEq_{O_2P}) \quad (7)$$

kde  $EE$  je energetický vydej v kJ,  $V_{O_2S}$  je spotřeba kyslíku při oxidaci sacharidů v litrech,  $EEq_{O_2S}$  je energetický ekvivalent kyslíku pro sacharidy v kJ/l  $O_2$ ,  $V_{O_2L}$  je spotřeba kyslíku při oxidaci lipidů v litrech,  $EEq_{O_2L}$  je energetický ekvivalent kyslíku pro lipidy v kJ/l  $O_2$ ,  $V_{O_2P}$  je spotřeba kyslíku při oxidaci proteinů v litrech,  $EEq_{O_2S}$  je energetický ekvivalent kyslíku pro proteiny v kJ/l  $O_2$ .

Každá živina má odlišný energetický ekvivalent, například pro sacharidy je uvolněná energie v hodnotě 21,1 kJ, pro lipidy 19 kJ a pro proteiny 18 kJ. Jestli se počítá se smíšeným příjmem potravy, kde obsah živin je v poměru 5 % sacharidů, 30 % lipidů a 15 % proteinů, tehdy experimentálně byl definován energetický ekvivalent kyslíku, který sestavuje 20,1 kJ/l  $O_2$ . [12] [13]

Za výše uvedeného předpokládu, vztah (7) se dá zjednodušit do tvaru:

$$EE = V_{O_2} \cdot 20,1 \quad (8)$$

kde  $EE$  je energetický výdej v kJ,  $V_{O_2}$  je spotřeba kyslíku v litrech.

V praxi se výpočet dle rovnice (8) nepovažuje za přesný, většinou se používá původní vztah (7). Ten však požaduje zjišťování přesných hodnot spotřeby kyslíku pro přijaté živiny [12] [13].

V roce 1949 J. B. Weir publikoval zjednodušené výpočty energetického výdeje, kde využil konstanty kalorimetrického ekvivalentu kyslíku pro proteiny, lipidy a sacharidy [11]. Ta rovnice má následující tvar:

$$EE = (V_{O_2} \cdot 3,94) + (V_{CO_2} \cdot 1,11) - (UN \cdot 2,17) \quad (9)$$

kde  $EE$  je energetický výdej v kcal/den,  $V_{O_2}$  je spotřeba kyslíku v l/den,  $V_{CO_2}$  je produkce oxidu uhličitého v l/den,  $UN$  je dusík močoviny v g/den.

Později bylo zjištěno, že chyba, která je způsobená zanedbáním vyloučení dusíku z moči, činí jenom 1 %. Odběr moči a měření v ní dusíku značně komplikují metodu. Proto můžeme předchozí rovnici zjednodušit do tvaru [11]:

$$EE = (V_{O_2} \cdot 3,94) + (V_{CO_2} \cdot 1,11) \quad (10)$$

kde  $EE$  je energetický výdej v kcal/den,  $V_{O_2}$  je spotřeba kyslíku v l/den,  $V_{CO_2}$  je produkce oxidu uhličitého v l/den.

Je známo několik hlavních přístupů k měření  $EE$  pomocí nepřímé kalorimetrie, které se liší hlavně sběrem a analýzou plynů:

- Pevný systém sběru
- Flexibilní systém sběru (Douglasův vak)
- Otevřený ventilační systém (masky)
- Dýchací komory
- Zavřený ventilační systém.

Níže jsou uvedeny často používané způsoby realizací IC, např. dýchací komory a ventilační otevřený systém.

### *Dýchací komory*

Tyto komory obsahují trubice, které podávají vzduch se známým nebo konstantním složením plynu, a pak neustále odebírají vzorky výstupního vzduchu, který je buď sušen, nebo se měří tlak vodních par, aby bylo možné provést měření koncentrace kyslíku a oxidu uhličitého na hmotnostním spektrometru nebo infračerveném analyzátoru.[9]

Dýchací komory umožňují kontinuální měření celkového energetického výdeje a také lze odhadnout TEF matematickým modelováním, které oceňuje výchozí data z kalorimetrických měření během 24 hodin v respirační komoře [9].

### *Ventilační otevřený systém*

Na rozdíl od dýchacích komor, které požadují značné omezení pohybu, používání obličejových masek, náustků nebo kapucí pro zachycení vydechovaného plynu je mnohem pohodlnější a výhodnější technologie. Zřízení a provoz těchto systémů je ve srovnání s komorami uživatelsky přívětivější. Tzv. „přenosný kalorimetr“, který má zpravidla analyzátor plynu v batohu, je nejvhodnější systém pro měření v podmínkách volného života, ale zařízení je většinou omezeno dobou fungování bez napájení a záznamem dat. [9]

Ve většině výzkumů nepřímá kalorimetrie slouží jako referenční pro ověření přesnosti jiných metod měření energetického výdeje, to může být například validace krokoměru, fitness náramků, chytrých hodinek apod. Ve své diplomové práci používám přístroj OxyconMobile jako referenční metodu pro odhad EE člověka. Nepřímá kalorimetrie ve srovnání s přímou je levnější a poskytuje konkrétní informace o spalování energie během určité činnosti. [6]

### **2.3.4 Měření dle tepové frekvence**

Technika je založena na předpokládaném vztahu mezi tepovou frekvencí (HR), intenzitou aktivity a spotřebou kyslíku. Fyzická zátěž způsobuje to, že srdce pod tlakem dodává více kyslíku pro funkci svalových buněk. Studie dokázaly, že metoda je vhodná jenom, když rychlost spotřeby kyslíku ( $VO_2$ ) je lineárně závislá na tepové frekvenci, veličiny se úměrně mění při středních až intenzivních fyzických činnostech. Vztah je

považován za lineární, když HR u zdravého člověka je v rozmezí 90 až 150 tepů za minutu [13]. Korelace těchto hodnot je nízká při sedavých aktivitách, a to je jedním z hlavních omezení použití metody odhadu energetického výdeje člověka dle tepové frekvence. [6]

Na konci 20. století Spurr a jeho kolegové řešili problém lineární závislosti HR a  $VO_2$ . Nyní se jedná o metodu „flex – HR“, která definuje prahové hodnoty tepové frekvence pro každého jedince, které se nachází mezi nízkou a vysokou úrovní zátěže. „Flex – point“ je určen jako průměr nejvyšší hodnoty HR v klidu a nejnižší hodnoty tepu při vysoké zátěži. Následně porovnáme spočítanou hodnotu s naměřenými hodnotami tepu, jestli naměřená HR je větší než „flex point“, můžeme považovat, že závislost mezi tepovou frekvencí a rychlostí spotřeby kyslíku je lineární. Pokud je naměřená HR menší nebo rovna „flex point“, jde o klidový energetický výdej. [14]

Tendence vztahu tepové frekvence –  $VO_2$  u každé osoby se liší z důvodu různého věku, pohlaví, hmotnosti a efektivity pohybu. Proto je nutné provádět pro každého člověka individuální kalibrační měření při použití tepové frekvence k prognóze energetického výdeje. Obecně to obsahuje měření HR, rychlosti potřeby kyslíku a produkce oxidu uhličitého během série zatížení s progresivní intenzitou, potom pro každého probanda získávají regresivní křivku tepové frekvence a energie. [9]

Bylo také popsáno, že existují faktory, které se netýkají cvičení, ale ovlivňují souvislost tepové frekvence a spotřeby kyslíku. Studie uvádějí příležitost elektrické nebo magnetické interference u zařízení měřící HR s přístroji, jako jsou například mikrovlnky, počítače, televizory, což vede k rušení signálů, nesprávné interpretaci a ztrátě údajů. [6]

S. J. Strait ve své práci navrhnul metodiku odhadu energetického výdeje z HR bez nutnosti provádění individuální kalibrace [15]. Na začátku spočítáme maximální tepovou rezervu dle vztahu [15]:

$$HRR = (HR - HR_{rest}) / (HR_{max} - HR_{rest}) \quad (11)$$

kde  $HRR$  je maximální tepová rezerva,  $HR$  je naměřená tepová frekvence v tep/min,  $HR_{rest}$  je klidová tepová frekvence v tep/min,  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min.

Potom musíme spočítat maximální kyslíkovou rezervu dle vzorce:

$$VO_{2R} = (VO_2 - VO_{2rest}) / (VO_{2max} - VO_{2rest}) \quad (12)$$

kde  $VO_{2R}$  je maximální kyslíková rezerva,  $VO_2$  je aktuální spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $VO_{2rest}$  je klidová spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $VO_{2max}$  je maximální spotřeba kyslíku v ml/kg.min [15].

Z předpokladu, že:

$$HRR = VO_{2R} \quad (13)$$

lze vyjádřit z rovnice (11) a (12) vztah pro výpočet aktuální spotřeby kyslíku v závislosti na tepové frekvenci:

$$VO_2 = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \cdot (VO_{2max} - VO_{2rest}) + VO_{2rest} \quad (14)$$

kde  $VO_2$  je aktuální spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $HR$  je naměřená tepová frekvence v tep/min,  $HR_{rest}$  je klidová tepová frekvence v tep/min,  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min,  $VO_{2max}$  je maximální spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $VO_{2rest}$  je klidová spotřeba kyslíku v ml/kg.min [15].

Energetický výdej můžeme vypočítat dle následujícího vzorce:

$$EE = VO_2 \cdot EEqO_2 \quad (15)$$

kde  $EE$  je energetický výdej v kJ/min,  $VO_2$  je aktuální spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $EEqO_2$  je energetický ekvivalent.

Hodnoty, které potřebujeme vědět pro výpočet vztahu (11) a (12), můžeme získat experimentálně nebo dle uvedených rovnic. Hodnotu tepové frekvence  $HR_{rest}$  můžeme zjistit experimentálně, když proband odpočívá a zátěž je nulová.  $HR_{max}$  většinou je definována pomocí testovacích měření, například pomocí Step-testu anebo z modelu výpočtu maximální tepové frekvence, který dle Gellise má následující tvar:

$$HR_{max} = 207 - 0,7 \cdot A \quad (16)$$

kde  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min,  $A$  je věk.

Klidovou spotřebu kyslíku můžeme taky zjistit experimentálně, když proband odpočívá a zátěž je nulová. Hodnotu maximální spotřeby kyslíku lze změřit pomocí Step-testu nebo podle vzorce N. Utha:

$$VO_{2max} = 15 \cdot (HR_{max}/HR_{rest}) \quad (17)$$

kde  $VO_{2max}$  je maximální spotřeba kyslíku v ml/kg.min,  $HR_{rest}$  je klidová tepová frekvence v tep/min,  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min.

Technika odhadu energetického výdeje podle tepové frekvence zůstává populární, protože ji považují za přesnou, neinvazivní a levnou. Taky její použití poskytuje spolehlivé informace o EE a době trvání aktivity. Studie dokázaly platnost použití monitoru srdečního tepu v laboratorních podmínkách, i v běžných životních podmínkách[6].

### 2.3.5 Měření dle pohybové aktivity

Akcelerometry jsou zařízení, která měří energetický výdej z pohybové aktivity. Metoda je založena na principu detekce zrychlení těla. Zrychlení je definováno jako změna rychlosti v čase, proto můžeme intenzitu, frekvenci a dobu trvání fyzické aktivity hodnotit jako funkci pohybu těla. Tato zařízení se skládají z piezoelektrických struktur, které při namáhání, v našem případě zrychlení, budou generovat napětí. Tento elektrický signál potom bude převeden speciálními jednotkami pro detekci pohybu. Amplitudu a frekvenci zrychlení můžeme detekovat v jedné rovině, v tomto případě akcelerometry jsou jednoosé, ve dvou rovinách (dvoosé) a ve třech ortogonálních rovinách (trojosé) [16]. Trojosé akcelerometry samozřejmě poskytují přesnější hodnocení EE. [8]

Akcelerometry svůj výstup generují ve formě „počet“ za jednotku času. Na základě těchto počtů pak byly vyvinuty prediktivní rovnice, které přepočítají pohybovou aktivitu na energetické hodnoty. U trojosých akcelerometrů lze energetický výdej odhadnout tzv. vektorovým parametrem (VM) dle vztahu [6]:

$$VM = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (18)$$

kde  $X$ ,  $Y$  a  $Z$  jsou součty „počtu“ z třech ortogonálních os.



Jedním z problémů akcelerometrů je to, že tento generovaný výstup není srovnatelný mezi zařízeními, protože monitory obsahují různé senzory s odlišnou citlivostí a frekvenční odezvou. [17]

Akcelerometry v posledních letech získaly velkou popularitu, protože metoda je považována jako objektivní, levná, poměrně přesná k měření denních aktivit. Technologický pokrok těchto přístrojů znamená, že dostupnost a popularita metody se neustále zvyšuje, takže tento přístup k hodnocení energetického výdeje a fyzické aktivity je současně nutný. [8]

Dva běžně používané akcelerometry ve výzkumu jsou ActiGraph GT3X + a BodyMedia SenseWear Armband (SWA). Ve studiích tato zařízení při činnostech s malou a střední intenzitou prokazují podstatné podhodnocení EE. [18]

Měření prováděné akcelerometrem ne vždy zachycuje pohyb horní části těla nebo naopak dolní části těla, což je například jízda na kole, protože zařízení je většinou umístěné u pasu. Dnes však roste zájem o měření EE u lidí, kteří mají sedavý životní styl. Tento způsob odhadu energetického výdeje je pro ně nevhodný, protože sedavé chování zahrnuje minimální pohyb a malou PA. [8] [16]

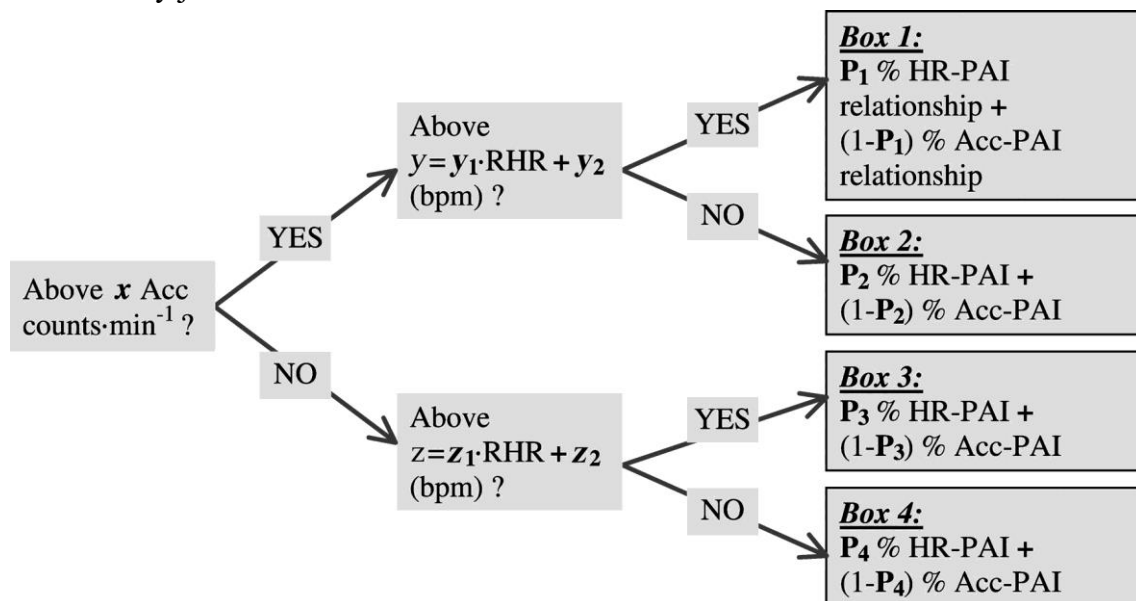
Neschopnost detekovat a měřit všechny činnosti stejně dobře je hlavním omezením akcelerometrie. Mezi hlavní výhody akcelerometrů patří jejich relativně malá velikost, nízké náklady a možnost zaznamenávání dat během delšího časového intervalu. [8] [16]

### **2.3.6 Kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity**

Důležitým pokrokem pro hodnocení EE je kombinace dvou technik: odhad dle pohybové aktivity a dle tepové frekvence. Žádná jediná technika není schopna stejně dobře kvantifikovat všechny druhy fyzické aktivity, použitím kombinace několika metod můžeme některé z jejich nevýhod vyloučit. Třeba při nižších úrovních zátěže monitory tepové frekvence se projevují méně přesně, akcelerometry jsou v tomto případě přesnější. V akcelerometrech je obtížné stanovit interval nečinnosti, což bude snadné udělat pomocí měření HR. Hlavní problém této metody je určení bodu, odkud budeme hodnotit energetický výdej pomocí akcelerometru nebo pomocí tepové frekvence. [16]

Příklady dostupných zařízení, která používají kombinované snímače pohybu a HR pro hodnocení energetického výdeje, jsou Actiwatch/Actiheart/Actiband a ActiTrainer.[8]

Ve studii [19] byla navržena technologie hodnocení EE pomocí kombinace pohybové aktivity a HR. Jedná se o rozvětvenou rovnici, která určuje váhu jednotlivých technik podle naměřených hodnot zrychlení a tepových frekvencí během fyzické zátěže. Princip této metody je znázorněn na obrázku 2.3:



Obrázek 2.3: Schéma rozvětvené rovnice výpočtu energetického výdeje pomocí kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity. [19]

Acc je hodnota výstupu z akcelerometru (počty/min), RHR je klidová tepová frekvence (tep/min), PAI je intenzita fyzické aktivity [19].

### 2.3.7 Měření dle kroků

Krokoměry jsou nejoblíbenější, nejjednodušší a nejrozšířenější senzor pohybu. Přístroje se často používaly jako motivace lidem, kteří mají sedavý způsob života, aby stali více aktivními. Existuje tzv. „cíl“ fyzické aktivity v krocích za den, která je známá skoro každému a předpokládá pro dospělého zdravého člověka 10 000 kroků denně, lékaři však upozorňují, aby populace brala tuto hodnotu jako doporučení. Například 30 minut chůze středním tempem u dospělého člověka odpovídá 3 000 – 4 000 kroků nebo přibližně 1250–1550 kroků/km. V tabulce 2.2 jsou uvedena data z řady studií pro klasifikaci fyzické aktivity na základě počtu kroků. [8]

**Tabulka 2.2: Úroveň fyzické aktivity odpovídající počtu kroků za den.**

Úroveň fyzické aktivity	Počet kroků za den
Sedavý způsob života	<5000
Nízká aktivita	5 000 – 7 499
Částečné aktivní	7 500 – 9999
Aktivní	10 000 – 12 500
Vysoká aktivita	>12 500

Hodnocení krokoměrů představilo řadu nedostatků v jejich spolehlivosti a přesnosti. Tak například nejpřesněji lze určit počet kroků při menších rychlostech (<60 m/min), proto použití krokoměrů může být nevhodné u starších lidí. Výsledky měření se mohou také lišit podle toho, kde je zařízení umístěno. U lidí trpících obezitou krokoměry nacházející u pásu se mohou otáčet. Jeden z dalších problémů jsou individuální rozdíly v délce a výšce nohy jedince, protože počet kroků je ovlivněn délkou kroku a rychlostí chůze. Jestli člověk chodí rychleji, než je bráno obvykle, krokoměr může podcenit ujetou vzdálenost. Naopak krokoměry můžou nadceňovat vzdálenost při pomalejších rychlostech, pokud nedochází k odpovídajícím změnám délky a frekvence kroku. [8]

Krokoměry byly kritizovány za schopnost detekovat a zaznamenávat data i během třepání zařízení zevně, které nebylo spojeno s chůzí. Nejdůležitějším omezením této techniky je malá korelace energetického výdeje a počtu kroků, neshoda mezi měřením fyzické aktivity a EE ve skutečnosti potvrzují, že tyto pojmy jsou spojeny, ale nejsou identické. Hlavní výhodou krokoměru je to, že metoda je levná, snadno použitelná a výstupní data lze použít k motivaci populace sledovat svou úroveň PA. [8] [20]

## 2.4 Metabolic equivalent of task (MET)

Metabolický ekvivalent je často používaný fyziologický koncept, který představuje jednoduchý způsob vyjádření energetického výdeje. Hodnota MET je definována jako spotřebovaný objem kyslíku (O<sub>2</sub>) vůči hmotnosti osoby za bazálních podmínek. Jeden MET se rovná 3,5 ml O<sub>2</sub>/kg.min nebo 1 kcal/kg.h. Použití této měrné veličiny je pohodlné pro popis cvičení různé intenzity, například v epidemiologických studiích. [8] [21]

V tabulce 2.3 jsou uvedeny hodnoty energetického výdeje v METs pro domácí práce a každodenní aktivity. [22]

**Tabulka 2.3: Přehled hodnot energetického výdeje v METs pro vybrané aktivity.**

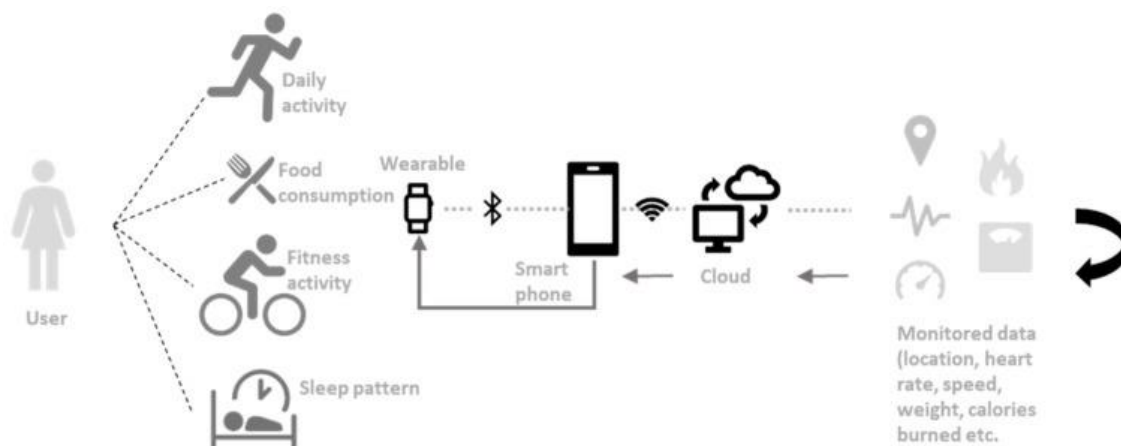
Aktivita	METs
Práce na zahradě (hrabání)	3,5
Nakupování v obchodě	2–7
Mytí podlahy	3,3
Mytí nádobí	2,1
Chůze	3,2
Běh (13 km/h)	12,9
Chůze po schodech	4,7

S ohledem na tělesnou výchovu můžeme říct, že 1 až 4 METs jsou obecně považované za činnosti s malou intenzitou, činnosti v 5–8 METs jsou brány za mírně intenzivní, aktivity vyžadující než 8 METs mají vysokou intenzitu. [22]

## 2.5 Senzory nositelných zařízení

Aplikace nositelných zařízení ve sportu a v běžném životě je známa v různých formách. Populární jsou zařízení, která se nosí na zápěstí, ale existují i jiné typy, jako jsou například hrudní pásy, senzory do bot apod. Cílem těchto odlišných přístupů k nošení zařízení je umožnit spotřebitelům mít nejvhodnější možný způsob sledování jejich výkonu, aniž by bránil jakémukoliv pohybu. V této kapitole budou uvedeny nejpoužívanější senzory, které se vyskytují ve fitness náramcích. [23]

Obrázek 2.4 ukazuje, jak po etapách vypadá současný proces zpracování dat z nositelné elektroniky ve vztahu ke spotřebitelům. Uživatelé budou monitorovat svou činnost pomocí senzorů, případně sami vkládat některá data (přijatá strava, výška, hmotnost, věk). Tato data pak budou sdělena vašemu telefonu, uložena a zpracována. Kromě toho je hlavní funkcí pro uživatele porozumění dat. V závislosti na typu zařízení se vrací zpět do telefonu nebo do zařízení pro sledování denní aktivity. [23]



Obrázek 2.4: Schéma zpracování a přenosu dat z nositelných zařízení. [23]

### 2.5.1 Akcelerometry

Akcelerometry jsou běžné senzory v nositelných zařízeních pro zjišťování pohybu lidského těla. Měří zrychlení v jedné nebo více osách. Jejich měřicí schopnosti umožňují monitorovaná data sledovat pro různá použití. Například když člověk běží, akcelerometr může uvádět nejvyšší rychlost a zrychlení. Senzory umí také sledovat kvalitu spánku. Tyto dva příklady ukazují, že zařízení na bázi akcelerometru díky své schopnosti produkovat rozmanitý rozsah údajů mají velký účinek pro spotřebitele. [23] [24]

Akcelerometry jsou obvykle definovány jako senzory, které dokážou přeměnit kineticky pohyb na digitální měření. To se provádí měřením akceleračních sil. Jsou známy dvě metody, jak tato měření realizovat. První technika je založena na piezoelektrickém efektu, kde mikroskopické krystalové struktury jsou namáhané v důsledku sil, které vykazují rozdíl napětí. Druhá metoda je prostřednictvím kapacitního rozdílu mezi dvěma strukturami. Umístění senzorů umožňuje flexibilitu v poloze, díky čemu akcelerometr je multifunkční zařízení. [23]

### 2.5.2 Gyroskopy

Gyroskop je další obyčejný senzor nalezený ve fitness náramcích. Od akcelerometru se liší tím, že měří uhlové zrychlení. Někteří vývojáři budou raději používat akcelerometr k určení rotačního zrychlení, zatímco někteří by chtěli kombinovat obě metody, aby se s větší pravděpodobností dalo filtrovat chyby. To má za následek zvýšení přesnosti sledované informace. Existují různé typy gyroskopů, například plynové, optické a mechanické. [23]

Mechanické gyroskopy detekují uhlovou rychlost na disku v důsledku Coriolisovy síly. Jedná se o přírodní sílu, která vzniká v důsledku rotace Země a působí na rotační prvek. Pohyb vytváří rozdíl rychlostí elementu, který se pak převede na elektrický signál. Používá se pro měření orientace, což je vhodné pro činnosti, které zahrnuje velké změny uhlu pohybu. Gyroskopy se většinou používají v kombinaci s akcelerometrem. [23] [24]

### **2.5.3 Magnetometry**

Magnetometry jsou typicky kombinované akcelerometry a gyroskopy, aby vytvářely inerciální měřicí jednotku. Každý z výše uvedených senzorů může mít tři osy, v závislosti na typu. Magnetometr je velmi podobný kompasu a dělá to, že pomáhá s koordinací. Tyto senzory měří magnetické síly ve vztahu k magnetickému poli Země. Jeho hlavní funkce je v tom, aby filtroval orientace pohybu. [23]

Akcelerometr, gyroskop a magnetometr jsou obvykle kombinované ve stejném zařízení, protože každý senzor má své výhody. Například gyroskop rychle reaguje na změny polohy a je spolehlivější při měření uhlů, magnetometr neprokazuje vysokou přesnost pro rychlé pohyby, ale bez časové odchylky. [24]

### **2.5.4 Global Positioning System (GPS)**

Funkce GPS se používá pro informování lidí o jejich poloze. Data jsou odeslána na satelit, kde se přesně měří lokace a čas. Funguje to jako vysílač a přijímač, kde je informace přiváděna zpět do senzoru, aby informovala o umístění člověka. Často se funkce GPS v nositelných zařízeních používá k měření vzdálenosti. Tento systém našel uplatnění v různých scénářích, od sledování denních sportovních úspěchů osoby do monitorování bezpečnosti zařízení. Určení polohy by taky bylo možné prostřednictvím internetového připojení, ale takové techniky nejsou přizpůsobeny pro nositelnou elektroniku na zápěstí. [23]

Přestože se jedná o často používaný senzor, stále se u něho vyskytují problémy, které se týkají přesnosti stanovení polohy GPS a neodpovědí na signál. Chytré telefony podporující GPS mají přesnost v rozsahu přibližně 5 m, jejich přesnost závisí na atmosférických podmínkách a na vnějším blokování signálu. [24]

### 2.5.5 Senzory tepové frekvence

Existuje celá řada technik, jak změřit tepovou frekvenci. Jedna z nich používá kapacitní snímání, kde elektroda (senzor) a lidská kůže jsou brány jako dvě idealizované složky, které vytvářejí tradiční kondenzátor. Druhá metoda je fotoplethysmografie (PPG). To je optická technika, která používá světlo k měření objemu průtoku krve, potom na základě získaných dat koreluje je s tepovou frekvencí. Fitness náramky, jako je Fitbit, realizují tento způsob měření HR pomocí fotodiody. Na pokožku uživatele vyzařuje zelené světlo, potom fotodiody měří absorpci světla. Světelný zdroj se používá k osvětlování tepen, zatímco fotodetektor shromažďuje odražené světlo od tkáně nebo procházející skrz tkáň. Signál získaný z fotodiody představuje pulzní změny objemu krve, které jsou vyvolány tlakovým pulzem v každém srdečním cyklu. Potom jsou data zpracována tak, aby bylo možné je převést na tepovou frekvenci. Čím větší množství krve protéká cévami, což znamená, že mají vyšší intenzitu, tím větší je množství světla absorbovaného diodami. V dnešní době existují podobné metody, které provádí měření s červeným světlem pro stanovení hladin kyslíku v krvi. [23] [24]

Mezi omezení v metodě PPG patří pohybové artefakty, tlakové poruchy a pigmentace kůže. Přesnost měření HR ze zápěstí pomocí této techniky může být zlepšena pomocí spolehlivější techniky pro zpracování signálu. [24]

### 2.5.6 Senzory tlaku

Senzory mechanického namáhání obvykle pracují na principu tenzometrů. Pokud na senzory tlačí síla, způsobí to změnu odporu v obvodu. Snímače atmosférického tlaku (barometry) jsou také široce používané v chytrých hodinkách pro stanovení nadmořské výšky. Barometry mají dva výstupy: hodnotu tlaku a teploty, které se při kombinaci převádějí na hodnotu nadmořské výšky. S pohybem těla se mění teplota a proudění vzduchu, za následek se mění i tlak, proto je tato technologie velmi užitečná, pokud jde o sledování výšek, kterými člověk během své činnosti prochází. Příkladem zaznamenávání hodnot výšky je žádoucí u cyklistické trasy, při sportovních aktivitách jako běhání, lezení nebo potápění [23] [24]

## 2.6 Přehled fitness náramků používaných ve výzkumech

Rostoucí počet zařízení, která umožňují sledovat fyzickou aktivitu (například Fitbit, Xiaomi, Garmin, Samsung Gear Fit), poskytuje příležitost monitorovat vlastní sportovní výkony a změnit osobní chování směrem ke zdravějšímu životnímu stylu. Podle výzkumné společnosti International Data Corporation se očekává, že celkový prodej fitness náramků poroste z 113,2 milionů prodávaných kusů v roce 2017 na 222,3 milionů v roce 2021. Z přibližně 26,3 milionů prodaných zařízení ve třetím čtvrtletí roku 2017 byly nejoblíbenějšími chytré hodinky od společnosti Fitbit (13,7 %), Xiaomi (13,7 %) a Apple Watch (10 %). [25]

Zařízení jsou obvykle připevněna k tělu, většinou k zápěstí, a v důsledku každodenních aktivit generují data jako je počet kroků, spálené kalorie, tepová frekvence, spánek a energetický výdej a nahrávají je do mobilních aplikací. [25]

Fitness náramky prokázaly významný vliv v péči o pacienty trpící obezitou [26] [27], chronickými onemocněními [28] a diabetem [29] [30].

Kromě toho Kelly R. Evenson ve své práci [31] představil systematický přehled laboratorních studií zaměřených pouze na spolehlivost nositelných zařízení společnosti Fitbit a Jawbone Up. Enhad A. Chowdhury ve studii [4] se zabýval ověřením přesnosti měření energetického výdeje pomocí spotřebitelských zařízení Apple Watch, Fitbit, Microsoft Band, Jawbone UP24 a výzkumných zařízení Actiheart a BodyMedia Core v laboratorních podmínkách a v podmínkách volného života. Žádné ze spotřebitelských zařízení nebylo považováno za ekvivalentní referenční pro stanovení EE za den, ale v některých případech se odhady blížily měření kritéria.

Jeffer Eidi Sasaki a jeho kolegové v roce 2015 zkoumali přesnost sledování aktivit pomocí fitness náramku Fitbit Classic a oceňovali energeticky výdeje u mladých lidí ve věku 20-28 let. Jako referenční metoda v této studii byl vybrán systém OxyconMobile. Probandi se zúčastnili dvou testovacích měření. První experimentální protokol obsahoval následující činnosti: chůze s různou rychlostí a běh. Během druhé části experimentu účastníci byli zaráženi do jedné z následující skupin aktivit: 1) práce v kanceláři, nošení krabic, nošení potravin a chůze nahoru a dolů po schodech; 2) jízda na kole, golf, tenis, basketbal; 3) vysávání, praní prádla, utírání prachu a práce na zahradě. Bylo zjištěno že



energetický vydej ve srovnání s nepřímou kalorimetrií u většiny aktivit byl podceněn, což může být škodlivé pro osoby, kteří používají zařízení jako nástroj pro zhubnutí. [32]

Tato studie [33] porovnávala měření tepové frekvenci u zařízení Fitbit Charge HR 2 a Apple Watch s měřením HR pro elektrokardiogram. V experimentu byl proveden Bruceův protokol, ve kterém se postupně zvyšuje zátěž na běžeckém pasu (mění se rychlost a sklon). Potom byly vypočítány relativní chyby měření, které ukazují rozdíl mezi každým zařízením a EKG. Apple Watch ukázal nižší relativní chybu (2,4-5,1 %) ve srovnání s Fitbit (3,9-13,5 %) pro všechny cvičení. Při výpočtu energetického výdeje celková míra chyb u Fitbit skládala 24,17 %, u Apple Watch 24,25 %. Zařízení společnosti Apple nadhodnotil EE pro ženy, ale podceňoval pro muže. Fitbit podcenil EE pro muže i ženy.

Níže budou stručně uvedeny popisy a vlastnosti některých oblíbených nositelných zařízení ve výzkumech, s výjimkou těch, která budou použity v mé diplomové práci (Apple Watch, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2). Jejich charakteristika bude představena v kapitole 4.

#### *Withings Pulse*

Withings Pulse (Withings SA, Issy les Moulineaux, France) je zdravotní monitor, mezi jeho hlavní schopnosti patří měření tepové frekvence a také zaznamenávání času spánku s dalším předvedením procenta optimálních hodin spánku. Zařízení lze použít pro sledování každodenních aktivit a vlastní kondice. Obsahuje také počítání kroků, aktivní kalorie a ujetou vzdálenost. Cena Withings Pulse je přibližně 120 dolarů. [34]

#### *Jawbone*

Jawbone UP24 (Jawbone, San Francisco, Kalifornie, USA) byl druhým fitness náramkem této společnosti. Zařízení nemá obrazovku a synchronizuje se bezdrátově přes Bluetooth, takže zpětná vazba probíhá jenom prostřednictvím příslušné aplikace UP. Náramek funguje na principu akcelerometru, což umožňuje uživatelům monitorovat jejich data během spánku, kontrolovat spotřebu potravin, spálené kalorie a denní aktivitu (kroky, vzdálenost). Jawbone Up24 má pouze jedno ovládací tlačítko a stojí cca 100 dolarů. [34] [4]

### *Microsoft Band*

Jako první monitor aktivity od společnosti Microsoft Corporation (Redmond, Washington, USA) byl tento fitness náramek uveden na trh v roce 2015. Zařízení obsahuje optický senzor HR, triaxiální akcelerometr, gyroskop, GPS, snímač světla a teploty kůže a UV senzor. Microsoft Band obsahuje různé režimy sportovních aktivit, které se při aktivaci přizpůsobují měření jednotlivých činností. Tento fitness náramek poskytuje zpětnou vazbu na samotné zařízení prostřednictvím aplikace "Microsoft health". [4]

### *Garmin*

Garmin Forerunner 225 (Garmin, Ltd, Schaffhausen, Switzerland) je zařízení založené na principu akcelerometru, poskytuje odhady tepové frekvence, kroků, spálených kalorií, ujeté vzdálenosti a doby spánku. Přístroj používá GPS a má optický senzor pro měření tepové frekvence na zápěstí. [35]

### *Samsung Gear Fit*

Zařízení má GPS, monitor tepové frekvence, akcelerometr, gyroskop a barometr. Tyto fitness náramky poskytují údaje o celkovém denním energetickém výdeji, krocích a stoupavých schodech. Baterie vydrží 3-4 bez nabíjení, paměťová kapacita je cca 4 GB, náramek je také odolný vůči vodě. K připojení uživatele do telefonu nebo počítače se používá Bluetooth. Průměrná cena Samsung Gear Fit 1 je 150 dolarů.

### 3 Cíle práce

Cílem mé diplomové práce je ověření přesnosti měření energetického výdeje člověka pomocí komerčně dostupných nositelných zařízení, jako Apple Watch, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2, která měří kroky, vzdálenost, EE, tepovou frekvenci, pohybovou aktivitu apod. Tato zařízení byla vybrána na základě rešerše dle kritérií: nejpoužívanější náramky ve výzkumných studiích a populární u spotřebitelů.

Dalším cílem je prozkoumat moderní metody odhadu energetického výdeje a způsoby jejich realizace. Práce si klade za úkol aplikovat dvě metody pro hodnocení EE. První metodou je stanovení energetického výdeje podle vypočtu z tepové frekvence. Druhým způsobem je získání hodnot EE, vycházející rovnou z náramků. Následně zjistíme, která z technik je přesnější.

Navrhnout a realizovat sadu experimentů pro stanovení EE, které se skládají hlavně z běžných činností každodenního života a budou sloužit k porovnání jednotlivých výrobků. Naměřená data získaná z fitness náramků zpracujeme, statisticky vyhodnotíme a porovnáme s hodnotami získanými pomocí referenční metody (mobilního analyzátoru dechových plynů Oxycon). Nakonec určíme přesnost měření EE každého zařízení pro vybrané aktivity a zjistíme, pro které činnosti jsou náramky použitelné a pro které nejsou vhodné.

Práce má za cíl zdokonalovat sledování zdraví pacientů díky nositelným zařízením.

## 4 Metody

Tato kapitola se zabývá popisem použitých zařízení pro experimentální ověření přesnosti měření energetického výdeje člověka. Také je zde představena metodika výběru probandů. Dále jsou popsány jednotlivé fáze a průběh experimentu. Na konci kapitoly jsou uvedeny statistické nástroje pro zpracování a analýzu naměřených dat. Všechna měření probíhala v laboratořích Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK na Albertově.

### 4.1 OxyconMobile

OxyconMobile je multifunkční přenosný spiroergometrický systém společnosti CareFusion. Metoda patří k nepřímé kalorimetrii a je založena na principu fungování otevřeného systému. Jedná se o přístroj, který je umístěn na zádech nebo na hrudi pacienta a zaznamenává data „dech-od-dechu“, tj. analyzuje vdechovaný a vydechovaný vzduch. OxyconMobile umožňuje zkoumat metabolismus subjektu při různých intenzitách zátěže u všech věkových skupin (děti, dospělí, pacienti, sportovci). Systém se dá využít v laboratorním prostředí a v běžném životě. Ve studiích se metoda obvykle používá jako referenční.[36]

#### 4.1.1 Hardware systému OxyconMobile

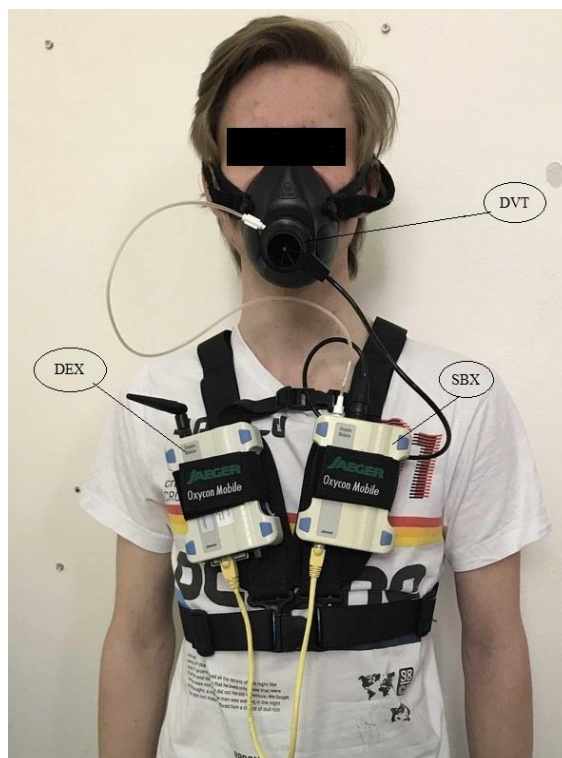
Základní jednotky zařízení jsou dva moduly: senzorbox (SBX) a jednotka výměny dat (DEX). SBX obsahuje elektrochemický kyslíkový analyzátor s rychlou odezvou (80 ms po digitálním filtrování), velmi rychlý analyzátor oxidu uhličitého (odezva menší než 80 ms), konektory pro spojení s jednotkou DEX a trubice pro snímání vdechovaného a vydechovaného vzduchu. [36]

Senzor DEX zaznamenává naměřená data z SBX a telemetricky pomocí antény (maximální dosah 1000 m) je posílá k základní stanici v reálném čase, která je připojena k počítači. Jednotka výměny dat je navíc vybavena paměťovou kartou, kam se automaticky ukládají data během experimentu a mohou být použita například v případě, když proband přesáhne přípustné hodnoty vzdálenosti pro přenos signálu a spojení bude přerušeno. Dále pomocí čtečky paměťových karet lze ztracená data nahradit. Pro chod jednotky DEX a SBX do jednotky výměny dat musí být vložena baterie. Jedna baterie

vydrží měření v délce cca 2 hodiny. Potom je třeba baterie nabít v nabíječce, systém obsahuje 2 náhradní baterie. [36]

Měření objemu se provádí pomocí obousměrného digitálního snímače objemu (TripleV), který může být umístěn v dýchací obličejové masce nebo přímo v ústech, snímač je nezávislý na vlhkosti. [36]

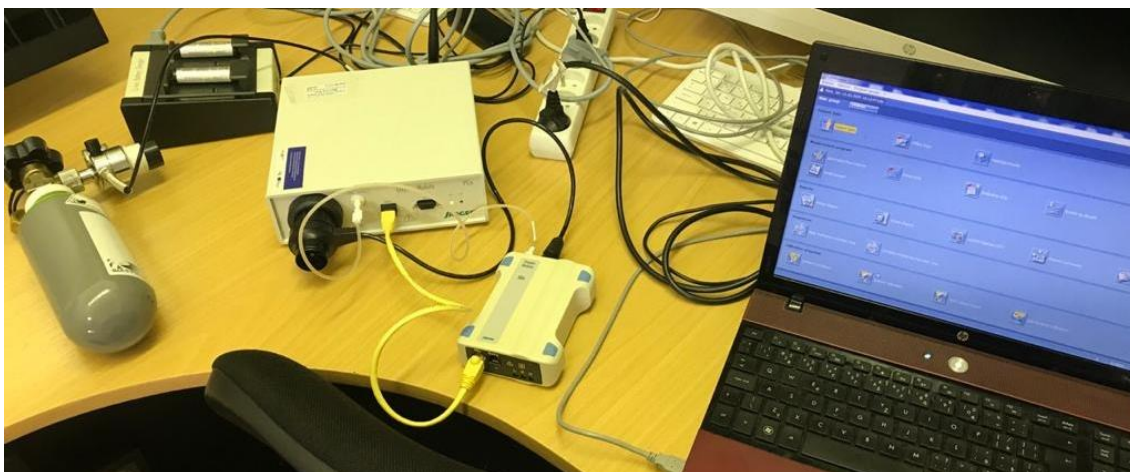
Základní stanice – jednotka PCa je připojena k notebooku přes USB-port a je přijímací/vysílací jednotkou, kalibrace celého systému se taky realizuje pomocí této jednotky. [36]



Obrázek 4.1: Systém OxyconMobile. Fotografie: autor

### 4.1.2 Kalibrace

Kalibrace by se měla provádět jednou za den a minimálně 10 minut po zapnutí základní stanice. Výsledkem kalibrace jsou korekční faktory, které jsou ovlivněny okolními podmínkami (teplota, vlhkost, tlak) a způsobují přesnější měření dat během experimentu. Kalibrace lze provádět pomocí ruční kalibrační pumpy. Při kalibraci musí být zapojena jednotka SBX a snímač objemu do základní stanice, jak je uvedeno na obrázku 4.2. [36]



**Obrázek 4.2: Zapojení systému OxyconMobile pro kalibrační měření. Zleva: kalibrační pumpa, nabíječka baterie, základní stanice, jednotka SBX, notebook. Fotografie: autor**

Během kalibrace potřebuje základní stanice napájení ze sítě 230 V/50 Hz, při testovacích měření však stanice musí být z elektrické sítě vypnuta. Kalibrace se pustí v softwaru JLAB5 kliknutím na ikonu „*Automatická objemová kalibrace*“, kde se změří hodnoty průtoku vzduchu. Když se na obrazovce zobrazí vypočítané hodnoty, to znamená, že kalibrace byla ukončena. Zkalibrovaná data musí být vždy po ukončení procesu uložena. Analyzátoři plynů, které se nachází v jednotce SBX, mohou být zkalibrovány programem „*Kalibrace analyzátorů*“. Tento proces je realizován pomocí kalibrační pumpy, která obsahuje kyslík a oxid uhličitý o určitých koncentracích. [36]

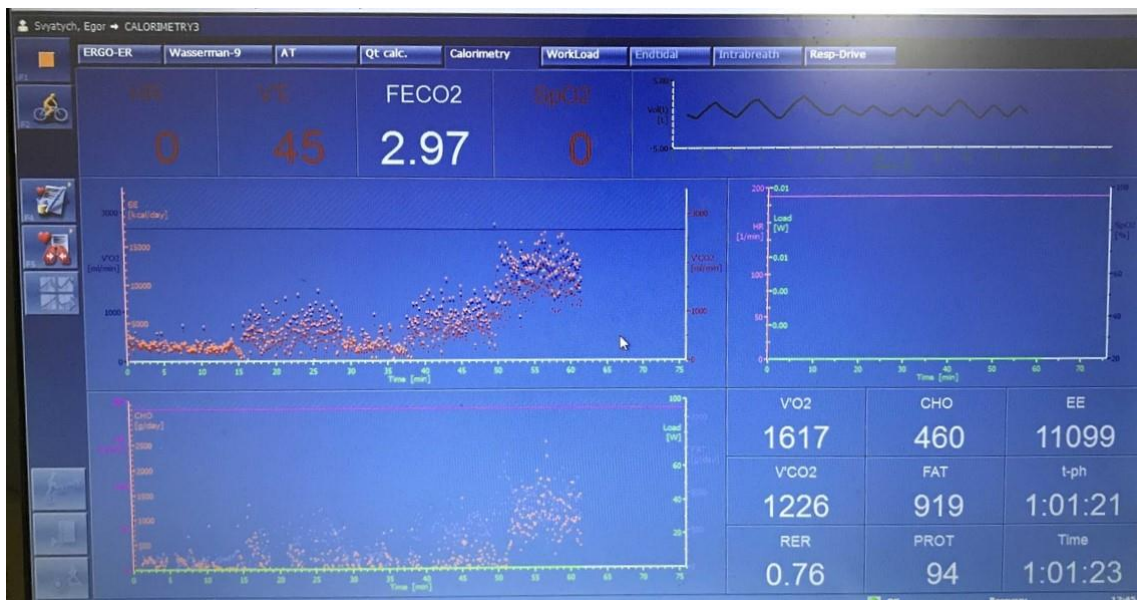
### **4.1.3 Software systému OxyconMobile**

Systém OxyconMobile se dá ovládat pomocí software, který se nazývá JLAB5. Před prvním měřením je nutné zadat osobní údaje pacienta do programu pro příslušné měření hodnot. V menu „*Patient Data*“ se zadává jméno a příjmení pacienta, datum narození, pohlaví, výška a hmotnost. Do téhle položky mohou být taky uložena další data, například zdravotní pojištění, diagnóza apod. Tak se vytvoří „karta“ pacienta. Kromě toho program JLAB5 umožňuje vyhledání pacienta v databázi z předchozích měření. Jestli osoba přijde na další měření, nemusíme data vkládat znovu. Kliknutím na pacienta se objeví i všechna měření, která s ním byla provedena. Před experimentem je nutné zkontrolovat, jestli je správně vybrán „aktuální pacient“ a jestli vložené osobní údaje jsou správné, protože nesprávná data mají za následek nepřesný výpočet měřených hodnot. [36]

System umožňuje měření spirometrie (určení dynamických parametrů plicních funkcí, měření klidové spirometrie, měření křivky průtok-objem), ergospirometrie, klidové a zátěžové EKG, tepové frekvence. [36]

V mé diplomové práci se používá program ergospirometrie „*Breath by breath*“ pro výpočet energetického výdeje člověka, tato funkce je založena na principu nepřímé kalorimetrie. Testovaná osoba má na sobě dýchací masku se snímačem TripleV. Při použití obličejové masky pacientem může být přístroj kontaminován bakteriemi, proto je nutné provádět dezinfekci všech součástí systému po každém pacientovi. [36]

Před použitím programu uživatel musí vybrat nebo vytvořit vlastní protokol měření, kde je uvedena délka jednotlivých fází a jejich počet. V této práci byla nastavena jedna fáze pro celý experiment. Čas, ve kterém se měnila fáze experimentu pro jednotlivé probandy, byl zapsán ručně. Naměřené parametry jsou vypočítány dech za dechem a ukázány na obrazovce v reálném čase. Kromě toho se zobrazují zaznamenaná data ve formě grafu po dobu celého experimentu. Po ukončení testu mohou být naměřená data uložena pomocí funkce Report Designer ve formátu .xls pro další analýzu a zpracování. Na obrázku 4.3 je zobrazen průběh měření. Můžeme vidět hodnoty spotřebovaného objemu kyslíku a oxidu uhličitého, vypočítaný EE, délku fáze apod.



Obrázek 4.3: Průběh experimentu v software JLAB5. Fotografie: autor

## 4.2 Apple Watch

Apple Watch Series 5 (obrázek 4.5) je nejnovější generace chytrých hodinek od společnosti Apple. Je nabízen i jako fitness zařízení, které umožňuje uživatelům sledovat různé aspekty jejich zdraví. Zařízení má funkci GPS, elektronický senzor tepové frekvence a EKG, akcelerometr, gyroskop, barometrický výškoměr, kompas, snímač okolního osvětlení. Z těchto snímačů zařízení Apple odhaduje energetický výdej v kcal, celkový počet kroků za den, překonanou vzdálenost při chůzi, zaznamenává aktivní minuty cvičení, sleduje, kolik hodin denně osoba spí a měří EKG. Baterie chytrých hodinek vydrží až 18 hodin a má voděodolnost do 50 metrů. Apple Watch poskytuje některé výstupy fyzické aktivity na zařízení, úplnou informaci lze získat prostřednictvím aplikace „Apple Health”. [37]



**Obrázek 4.4:** Fotografie chytrých hodinek Apple Watch Series 5. Fotografie: autor.

Před začátkem každého experimentu do aplikace „Apple Health” na iPhone byla zapsána výška, hmotnost, pohlaví a datum narození probanda. Do aplikace se naměřená data automaticky ukládají cca jednou za 10 až 30 minut, ale nejsou k dispozici detailní údaje, pokud proband není v režimu „Cvičení“.



Aplikace „*Apple Health*” poskytuje uživatelům vybírat druh tréninku pro provozování sportu, to je například běh venku, běh v hale, chůze v hale, chůze venku, plavání v bazénu apod. [37] V navrženém experimentu každá fáze trvá 10 až 15 minut a nelze přesně definovat jeden druh činnosti, dle kterého bude probíhat měření, protože experiment zahrnuje několik fází cvičení s různou intenzitou. Pro účely diplomové práce a realizace měření byl vybrán druh cvičení „*Jiné*“, aby záznamy naměřených dat probíhaly několikrát za minutu. Během režimu „*Jiné*“ je funkce nahrávání tepové frekvence, energetického výdeje a aktivních minut cvičení aktivována nepřetržitě. Osoby nosily chytré hodinky na levém zápěstí. V aplikaci režim cvičení „*Jiné*“ byl zahájen na začátku první klidové fáze.

Všechna data z Apple Watch a aplikace Apple Health byla exportována ve formátu .xml pro další zpracování a analýzu. Z velkého množství měřených parametrů nás zajímaly jenom hodnoty energetického výdeje a tepové frekvence. Pro většinu aktivit vzorkovací frekvence byla vyšší než jednou za minutu. V těchto případech, kde bylo shromážděno několik měření, bylo použito průměrování za minutu, protože minutový průměr je vzorkovací frekvence pro další zařízení.

### **4.3 Fitbit Charge 2**

Fitness náramek Fitbit Charge 2 obsahuje triaxiální akcelerometr, optický snímač tepové frekvence a výškoměr. Poskytuje držitelům informace o celkovém energetickém výdeji v kcal, počtu kroků za den, vzdálenosti a počtu vystoupaných schodů. Výstupy fyzické aktivity lze monitorovat na samotném zařízení nebo pomocí aplikace Fitbit. Zařízení se synchronizuje s telefonem nebo počítačem uživatele prostřednictvím Bluetooth Low Energy. Předpokládá se, když aplikaci zapneme. Předpokládá se, že při zapnutí aplikace proběhne synchronizace dat automaticky, je-li zařízení v blízkosti telefonu, je nutné provádět synchronizaci minimálně jednou za den, aby naměřená data nebyla ztracena. Výrobci doporučují nosit zařízení pod zápěstní kostí a sledovat, aby Fitbit Charge 2 nepřiléhal příliš natěsno, protože to může omezit průtok krve a ovlivnit přesnost měření signálu HR [38]. Pro optimální měření tepové frekvence může být náramek posunut o několik centimetrů výše. Jednou z hlavních výhod Fitbit je to, že aktuální hodnoty tepové frekvence a počtu kroků se ukazují v reálném čase na obrazovce náramku. Podrobné údaje o pohybu jsou uloženy v aplikaci Fitbit během 7 dnů. Baterie zařízení vydrží po dobu 5 dnů. Fotografie fitness náramku můžeme vidět na obrázku 4.5.



**Obrázek 4.5: Fotografie zařízení Fitbit Charge 2. Fotografie: autor**

Před začátkem měření byla do aplikace Fitbit zapsána výška, hmotnost, pohlaví a datum narození probanda. Probandi měli fitness náramek na pravém zápěstí. Po experimentu byla naměřená data exportovaná ve formátu .json. Z formátu .json byly všechny soubory převedeny do formátu .xls pro další zpracování a analýzu. Vzorkovací frekvence pro měření HR je přibližně 10 až 15 hodnot za minutu, proto byla vypočítána průměrná hodnota za minutu. Vzorkovací frekvence energetického výdeje je 1 hodnota za minutu.

#### **4.4 Xiaomi Mi Band 2**

Xiaomi Mi Band 2 je zařízení společnosti Xiaomi. Umožňuje uživatelům sledovat pouze počet kroků a srdeční tep. Kvůli tomu, že samotný náramek Xiaomi neposkytuje informaci o energetickém výdeji osoby, byly pro jeho vypočet použité rovnice, které umožňují odhadnout EE na základě naměřených hodnot tepové frekvence a somatických údajů probanda (výška, hmotnost, věk). Ke spárování fitness náramku s telefonem existuje oficiální aplikace Mi Fit, která v této práci nebyla použita, protože aplikace neposkytuje podrobnou informaci o fyzické aktivitě osoby, kterou potřebujeme. Pro získání podrobných hodnot ze zařízení byla využita aplikace „Diani“. Baterie Xiaomi Mi Band 2 při běžném používání vydrží cca 1 měsíc na jedno nabití.

Účastníci měli fitness náramek na pravém zápěstí. Před začátkem experimentu do aplikace „Diani“ byla zapsána výška, hmotnost, pohlaví a věk probanda. Po ukončení

experimentu byla provedena synchronizace náramku s telefonem, aby naměřená data byla uložena. Potom byly naměřené hodnoty tepové frekvence exportovány ve formátu .xls pro další výpočet energetického výdeje. Vzorkovací frekvence HR je 1 hodnota za minutu. Zařízení Xiaomi Mi Band 2 můžeme vidět na obrázku 4.6.



**Obrázek 4.6: Fotografie zařízení Xiaomi Mi Band 2. Fotografie: autor**

## **4.5 Výběr probandů**

Pro realizaci experimentu byli vybráni probandi především mezi studenty Českého vysokého učení technického v Praze. Měření se zúčastnily osoby v rozmezí od 20 do 25 let. Probandi, kteří se přihlásili na experiment, byli před měřením obeznámeni s průběhem experimentu, byli poučení a upozorněni, že od měření mohou kdykoliv odstoupit. Účastníci byli schopni se zúčastnit této práce, pokud neměli onemocnění dýchací soustavy, netrpí nemocí kardiovaskulárního systému a nemají zranění omezující jeho fyzickou funkci a schopnost vykonávat cvičení střední a vysoké zátěže. Všichni probandi si před zahájením testování přečetli informovaný souhlas o zpracování výsledků a podepsali ho. Vyplnili také dotazník probandů. (viz. příloha A)

Experimentu se zúčastnilo 12 probandů, 5 mužů a 7 žen. Každému účastníkovi bylo přiděleno identifikační číslo, aby byla dodržena anonymita. V tabulce 4.1 jsou uvedeny údaje o věku, hmotnosti a výšce jednotlivých probandů. Podle uvedené informace byl spočítán průměrný věk  $\pm$  SD 21,9 $\pm$ 1,7 let, průměrná výška  $\pm$  SD 173,5 $\pm$  8,2 cm, průměrná hmotnost  $\pm$  SD 64 $\pm$ 9,4 kg.

**Tabulka 4.1: Údaje probandů, kteří se zúčastnili experimentu.**

Identifikační číslo probanda (ID)	Pohlaví	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	Věk (rok)
1	žena	178	68	22
2	žena	168	55	24
3	muž	184	82	24
4	žena	165	57	20
5	žena	174	72	20
6	muž	180	68	21
7	žena	168	58	21
8	žena	170	50	20
9	muž	181	73	20
10	žena	157	54	23
11	muž	180	67	24
12	muž	178	64	24

## 4.6 Popis experimentu

Experimenty byly provedeny v laboratořích Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a 1. LF UK. Probandi navštívili laboratoř jednou po dobu cca 2,5 hodiny. Během návštěvy byli účastníci seznámeni s přístrojem OxyconMobile a bezdrátovými zařízeními Apple Watch Series 5, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2. Do příslušných aplikací každého fitness náramku byla zapsána informace o věku, výšce a hmotnosti probanda a v software JLAB5 vytvořena nová „karta“ pacienta. Potom byl na hrud' probanda umístěn systém OxyconMobile pro zaznamenávání referenčních hodnot energetického výdeje na základě spotřeby kyslíku a produkce oxidu uhličitého. Účastníci nosili fitness náramek Xiaomi Mi Band 2 a Fitbit Charge 2 na pravém zápěstí, zařízení Apple Watch Series 5 na levém zápěstí. Před zahájením experimentu pro záznam naměřených dat u chytrých hodinek společnosti Apple v aplikaci „Apple Health“ byl spuštěn režim cvičení „Jiné“, ostatní zařízení nepotřebují spuštění speciálního režimu,

aby se data zaznamenávala nepřetržitě. Po každém měření byly získány odhady energetického výdeje ze zařízení prostřednictvím aplikací, jak bylo popsáno výše.

Cílem této práce bylo ocenit přesnost měření energetického výdeje pomocí fitness náramků, a to především během každodenních aktivit člověka. Proto protokol obsahuje různé typy aktivit z běžného života s malou, střední a vysokou úrovní fyzické zátěží. Protokol měření začíná klidovou fází vleže pro zjištění aktuálních klidových hodnot energetického výdeje. Tato fáze trvala 15 minut. Účastník si lehnul na matraci v místnosti s utlumeným světlem a přikryl se dekou. Potom byl proband vyzvednut z místnosti a informován o další fázi, a to zametání koštětem v délce 12 minut. Po uplynutí této doby byl účastník vyzván k sezení na židli po dobu 10 minut. Následující fáze byla chůze po rovině v laboratoři během 12 minut. Dále v páté fázi chodil proband do schodů a dolů 12 minut. Další fáze byla práce za počítačem, kde proband psal text z časopisu po dobu 10 minut. Předposlední činnost byla chůze po rovině s taškami 10 minut, pro muže byla váha tašky do každé ruky 3 kg, pro ženy 1,5 kg. Na konci experimentu byl proband vyzván k jízdě na ergometru v délce 10 minut (obrázek 4.7), pro muže byla nastavena zátěž 90 Watt, pro ženy 60 Watt.



**Obrázek 4.7: Poslední fáze experimentu-jízda na ergometru. Fotografie: autor**

Do každého protokolu probanda byl zapsán čas, ve kterém se měnily fáze testu. Délka experimentu v rámci měření jednoho probanda trvala cca 95 minut. V tabulce 4.2 jsou uvedeny všechny fáze experimentu, jejich doba trvání a úroveň fyzické zátěže osoby.

**Tabulka 4.2: Aktivity probíhající v experimentu, jejich doba trvání a úroveň zátěží.**

Fáze	Doba trvání fáze (min)	Úroveň fyzické zátěže
Klid vleže	15	nízká
Zametání	12	střední
Sezení na židli	10	nízká
Chůze	12	střední
Chůze do schodů	12	vysoká
Práce za počítačem	10	nízká
Chůze s taškami	10	střední
Jízda na ergometru	10	vysoká

## 4.7 Vyhodnocení a zpracování dat

Všechna naměřená data ze systému OxyconMobile byla uložena pomocí funkce software JLAB5 „*Report Designer*“ ve formátu .xls a zpracována v programu MS Excel. OxyconMobile zaznamenává 3 hodnoty energetického výdeje během jedné minuty v kcal/den, proto bylo nutné převzorkovat data a vypočítat aritmetický průměr EE za jednu minutu, protože tuto vzorkovací frekvenci mají některé fitness náramky použité v diplomové práci. Také hodnoty energetického výdeje ve kcal/den byly převedeny do jednotky Watt.

Naměřené hodnoty tepové frekvence a EE ze všech fitness náramků byly exportovány z příslušných aplikací zařízení a předběžně zpracovány podle výše uvedených postupů. Potom byla data vložena do stejného dokumentu spolu s referenčními hodnotami energetického výdeje získaných pomocí přístroje OxyconMobile pro další výpočty a statistické hodnocení

### 4.7.1 Výpočet energetického výdeje pomocí tepové frekvence

Kvůli tomu, že ne všechna nositelné zařízení mají výstupní parametr – energetický výdej, bylo vhodné do práce zahrnout model odhadu EE z tepové frekvence. Kromě toho, jak bylo popsáno výše v kapitole 2.3.4, korelace energetického výdeje a tepové frekvence je velice vysoká při středních a vysokých intenzitách fyzické zátěže.

Pro výpočet EE pomocí tepové frekvence je nutné vědět následující vstupní údaje probanda:

- Hmotnost (kg)
- Výška (cm)
- Věk (roky)
- Klidová tepová frekvence  $HR_{klid}$  (tep/min).

Všechny následující rovnice byly zapsány do programu MS Excel pro výpočet EE u každého probanda. Hodnota klidové tepové frekvence pro každou osobu byla zjištěna jako aritmetický průměr HR naměřených v první fázi experimentu, když člověk odpočívá a fyzická zátěž je nulová.

Nejdříve je potřeba spočítat klidový energetický výdej dle vzorce:

$$REE = [(9,99 \cdot m) + (6,25 \cdot h) - (4,92 \cdot A) + 5] \cdot \frac{4,19}{1440} \quad (19)$$

kde  $REE$  je klidový energetický výdej ve kJ/min,  $m$  je hmotnost osoby v kg,  $h$  je výška osoby v cm,  $A$  je věk osoby v letech.

Následně spočítáme klidovou spotřebu kyslíku:

$$VO_{2klid} = \frac{REE \cdot 1000}{20,1} \quad (20)$$

kde  $VO_{2klid}$  je klidová spotřeba kyslíku,  $REE$  je klidový energetický výdej.

V modelu dle Gellise má výpočet maximální tepové frekvence následující tvar:

$$HR_{max} = 207 - 0,7 \cdot A \quad (21)$$

kde  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min,  $A$  je věk v letech.

Hodnotu maximální spotřeby kyslíku na hmotnost osoby lze vypočítat podle vzorce N. Utha:

$$VO_{2max} = 15 \cdot m \cdot (HR_{max}/HR_{klid}) \quad (22)$$

kde  $VO_{2max}$  je maximální spotřeba kyslíku v ml/min,  $m$  je hmotnost v kg,  $HR_{max}$  je maximální tepová frekvence v tep/min,  $HR_{klid}$  je klidová tepová frekvence v tep/min.

Za užití předchozích výsledků rovnic můžeme spočítat spotřebu kyslíku v závislosti na aktuálně hodnotě HR:

$$VO_2 = \frac{HR - HR_{klid}}{HR_{max} - HR_{klid}} \cdot (VO_{2max} - VO_{2klid}) + VO_{2klid} \quad (23)$$

Nakonec vypočítáme aktuální EE ve Wattech:

$$EE = \frac{VO_2 \cdot 20,1}{60} \quad (24)$$

Z výše uvedených postupních výpočtů a individuálních dat každého probanda lze získat jednu rovnici pro odhad EE, kde jediný vstupní parametr, který se bude měnit v čase, je tepová frekvence.

#### 4.7.2 Statistická analýza

Pro zpracování, analýzy a interpretace výsledků byly provedeny výpočty v programu MS Excel. Průměr  $\pm$  SD byl vypočítán pro věk, hmotnost a výšku probandů. Zařízení Apple Watch a Fitbit měří EE ve kcal/min, tyto veličiny byly převedeny do jednotek Watt. Data z fitness náramků a ze systému OxyconMobile byla zprůměrována pro poskytnutí hodnoty průměrné HR v tep/min nebo EE ve Wattech za minutu pro každého probanda. Tato data byla následně zprůměrována pro každou aktivitu a zařízení u každého účastníka. Potom výstupní energetický výdej a vypočítaný energetický výdej dle tepové frekvence z každého zařízení pro jednotlivé fáze byl porovnáván s hodnotami referenční metody. Statistická analýza pro všechny zařízení, HR a EE, byla provedena odděleně.

Pro porovnání naměřených hodnot byl proveden párový T-test, který slouží k porovnání středních hodnot dvou závislých veličin. Pro použití tohoto testu bylo nejdříve nutné zjistit, zda má výběr normální rozdělení. Kontrola na normální rozdělení byla realizována pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu [39]. Výsledkem t-testu je  $p$



hodnota, která je určena jako nejmenší hladina významnosti ( $\alpha$ ), při které můžeme říct, že střední hodnota naměřených dat se neliší od středních hodnot metody referenční. Statistická hladina významnosti byla akceptována při  $\alpha = 0,05$ .

Průměr  $\pm$  SD byl vypočítán pro každou činnost u každého fitness náramku. Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE – mean absolute percentage error) byly spočítány jako průměrná absolutní hodnota chyb každého zařízení vzhledem k referenční metodě.

## 5 Výsledky

V kapitole se nachází výsledky měření, které jsou rozděleny na podkapitoly podle fází experimentu. Výsledky budou přestaveny v číselné a grafické podobě. Referenční hodnoty energetického výdeje byly porovnány s naměřenými hodnotami EE a s vypočítanými hodnotami EE dle tepové frekvence pro každý fitness náramek. Na konci kapitoly je uveden souhrn všech výsledků ve formě tabulky.

U několika probandů byly vyloučeny některé metody výpočtů energetického výdeje z důvodu nepřítomnosti naměřených dat (synchronizační chyba) nebo v případě, když zaznamenávaná data nesouvisela s trendem referenční metody. Například u probanda s ID 6 nebylo možné provést výpočet energetického výdeje dle tepové frekvence pomocí zařízení Fitbit Charge 2, protože chyběla naměřena data od 15. minuty experimentu do 32.

Pro pohodlnější orientaci v této kapitole byl použit seznam zkratk:

*EO* – referenční energetický výdej;

*Fitbit EE* – energetický výdej ze zařízení Fitbit Charge 2;

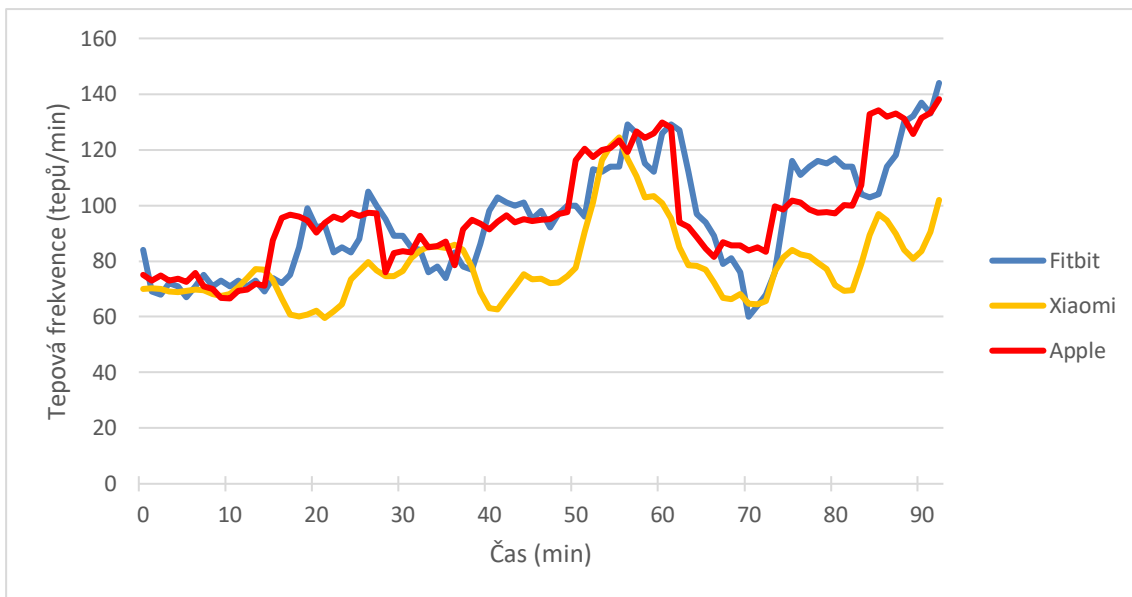
*Fitbit HR* – energetický výdej vypočítaný dle tepové frekvence pomocí Fitbit Charge;

*Xiaomi HR* – energetický výdej vypočítaný dle tepové frekvence pomocí Xiaomi Mi Band 2;

*Apple EE* – energetický výdej ze zařízení Apple Watch;

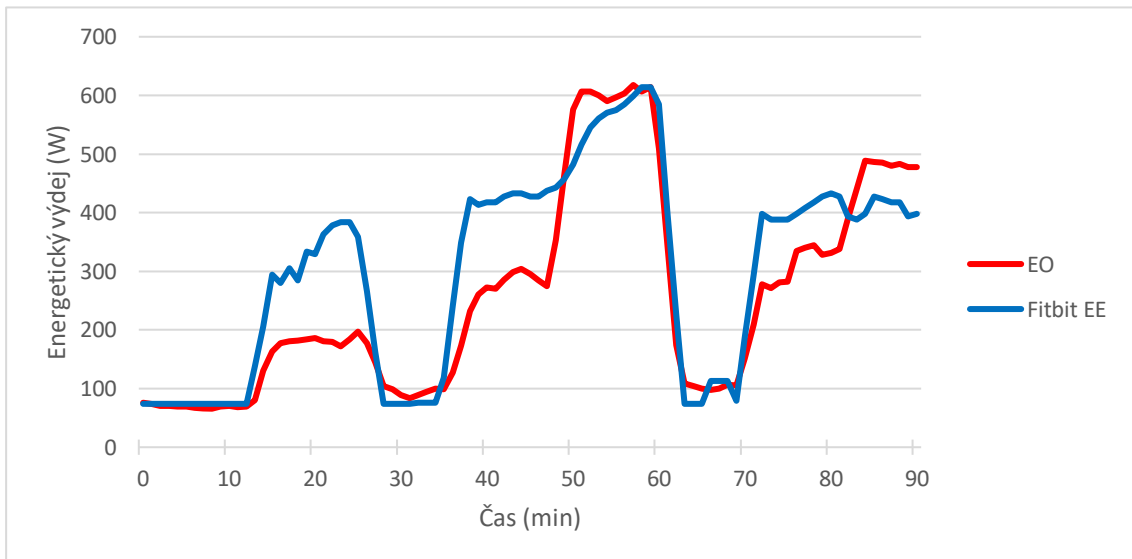
*Apple HR* – energetický výdej vypočítaný dle tepové frekvence pomocí Apple Watch;

Na obrázku 5.1 se nachází průběh tepové frekvence během celého experimentu z každého fitness náramku, tyto hodnoty byly použity pro další výpočet energetického výdeje.

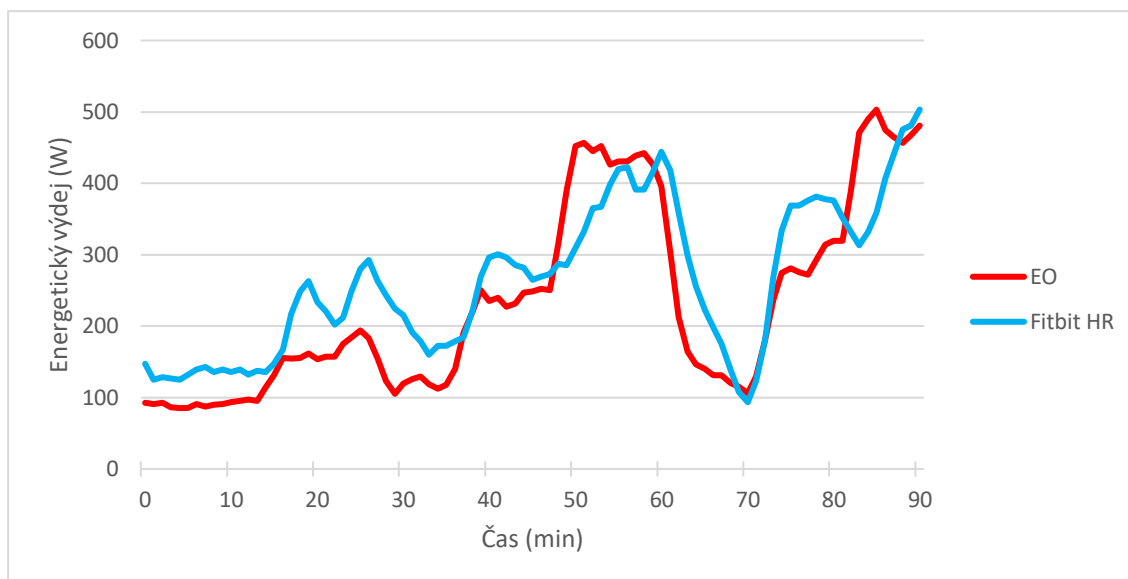


**Obrázek 5.1: Průběh měření HR během celého experimentu u probanda s ID 8.**

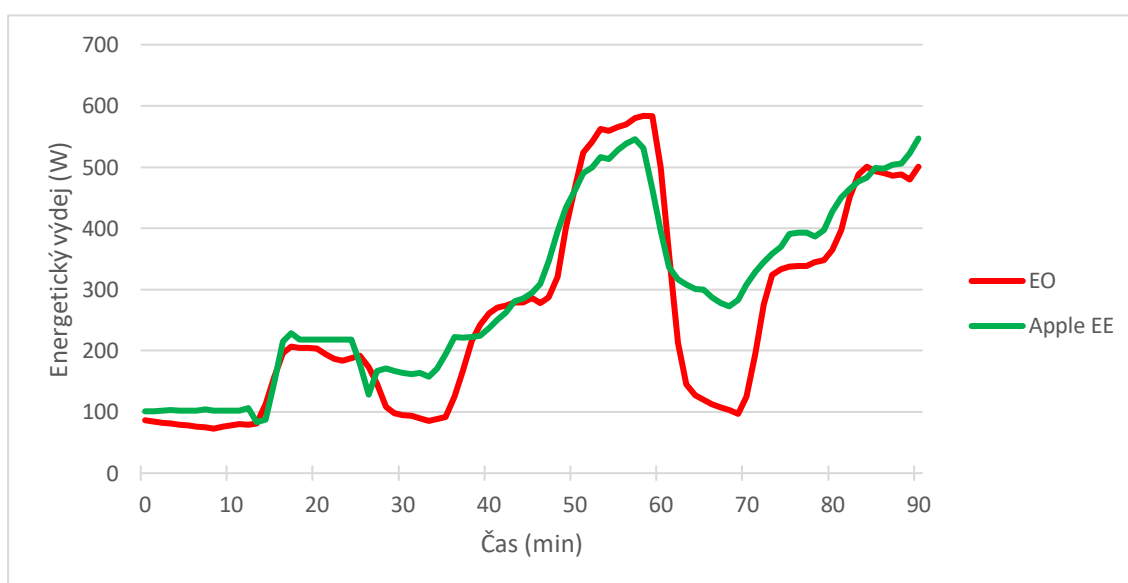
Na obrázcích 5.2–5.6 jsou znázorněny grafy vypočítaného a změřeného energetického výdeje z každého fitness náramku pro vybrané probandy ve srovnání s metodou referenční.



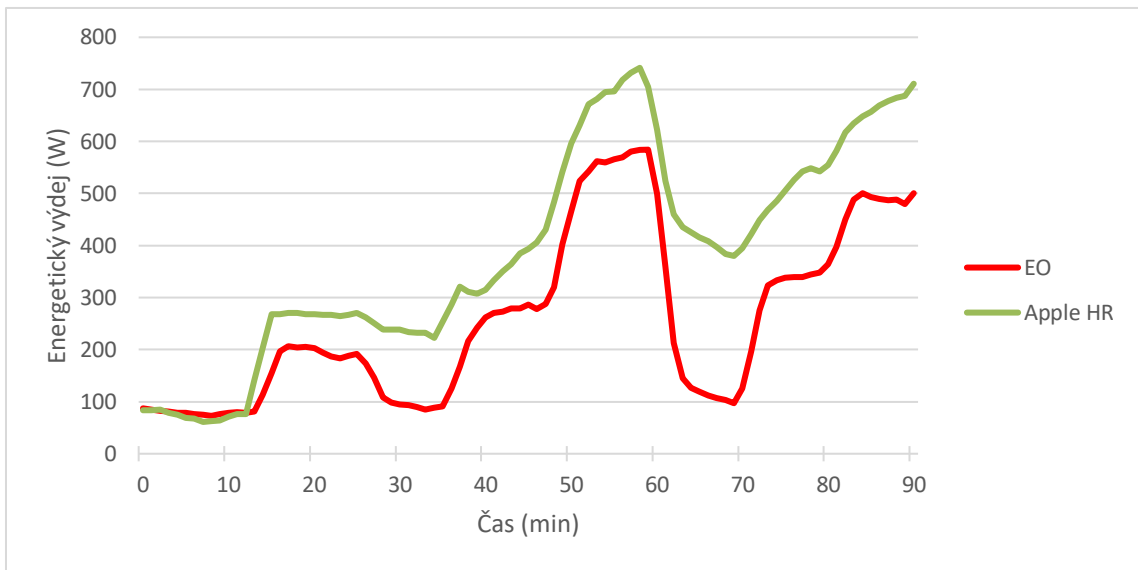
**Obrázek 5.2: Porovnání EE změřeného pomocí fitness náramku Fitbit Charge 2 s referenční metodou u probanda s ID 7.**



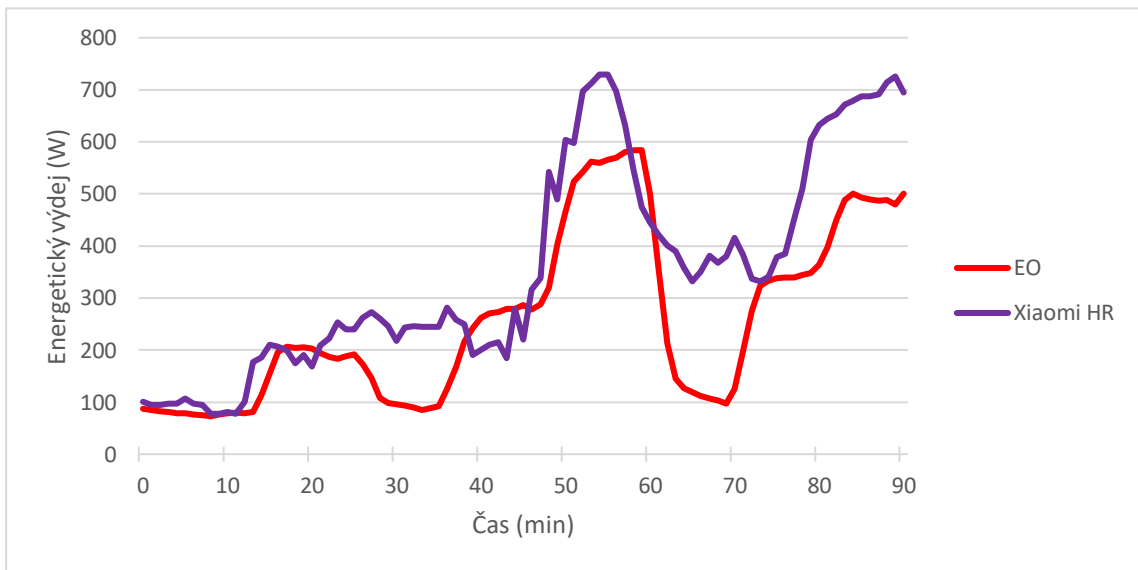
**Obrázek 5.3: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Fitbit Charge 2 s referenční metodou u probanda s ID 8.**



**Obrázek 5.4: Porovnání EE změřeného pomocí fitness náramku Apple Watch s referenční metodou u probanda s ID 4.**



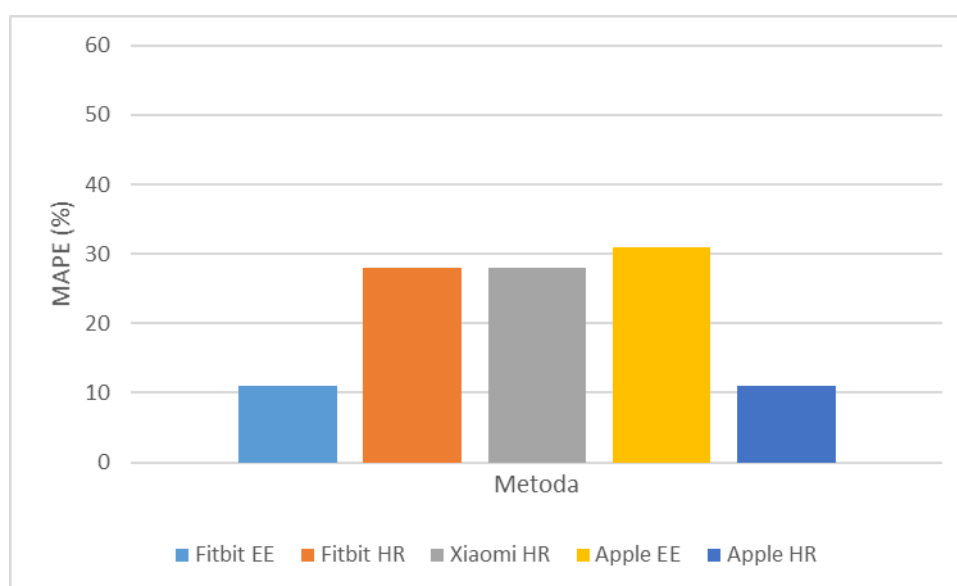
**Obrázek 5.5: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Apple Watch s referenční metodou u probanda s ID 4.**



**Obrázek 5.6: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Xiaomi Mi Band 2 s referenční metodou u probanda s ID 4.**

## 5.1 Odhad EE v klidové fázi (vleže)

Obrázek 5.7 ukazuje průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile během klidové fáze. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.1. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramku Fitbit a vypočítaný podle získaných dat tepové frekvence ze zařízení Apple Watch se významně nelišil od kritéria.



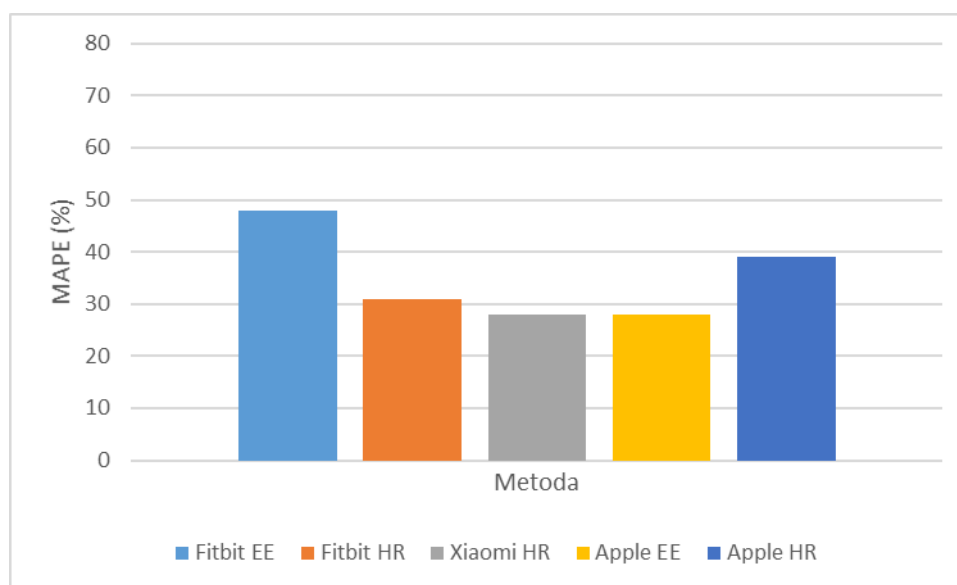
Obrázek 5.7: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během klidové fáze pro všechny metody odhadu EE

Tabulka 5.1: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení během klidové fáze.

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	95,2 $\pm$ 16,4	-
Fitbit EE	100,5 $\pm$ 15,1	0,15
Fitbit HR	119,9 $\pm$ 22	0,03
Xiaomi HR	103,1 $\pm$ 35,76	0,049
Apple EE	116,5 $\pm$ 39	0,001
Apple HR	96,1 $\pm$ 21,4	0,32

## 5.2 Odhad EE při zametání

Na obrázku 5.8 jsou ukázány průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile při zametání. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.2. Energetický výdej změřený pomocí všech fitness náramků se významně lišil od kritéria.



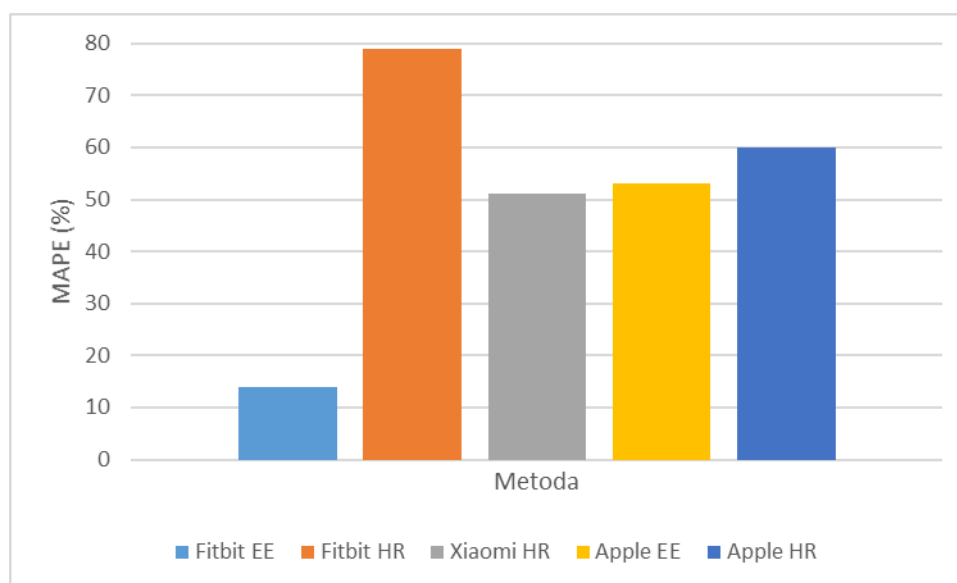
**Obrázek 5.8: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při zametání pro všechny metody odhadu EE.**

**Tabulka 5.2: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení při zametání.**

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	197,7 $\pm$ 56,6	-
Fitbit EE	250,6 $\pm$ 112,7	0,0013
Fitbit HR	193 $\pm$ 75,5	0,004
Xiaomi HR	146,7 $\pm$ 35,69	0,03
Apple EE	250,65 $\pm$ 43,53	0,005
Apple HR	283,69 $\pm$ 45,11	0,002

### 5.3 Odhad EE při sezení na židli

Obrázek 5.9 ukazuje průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile, když proband sedel na židli. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.3. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramku Fitbit se významně nelišil od kritéria ( $p > 0,05$ ).



**Obrázek 5.9: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při sezení na židli pro všechny metody odhadu EE.**

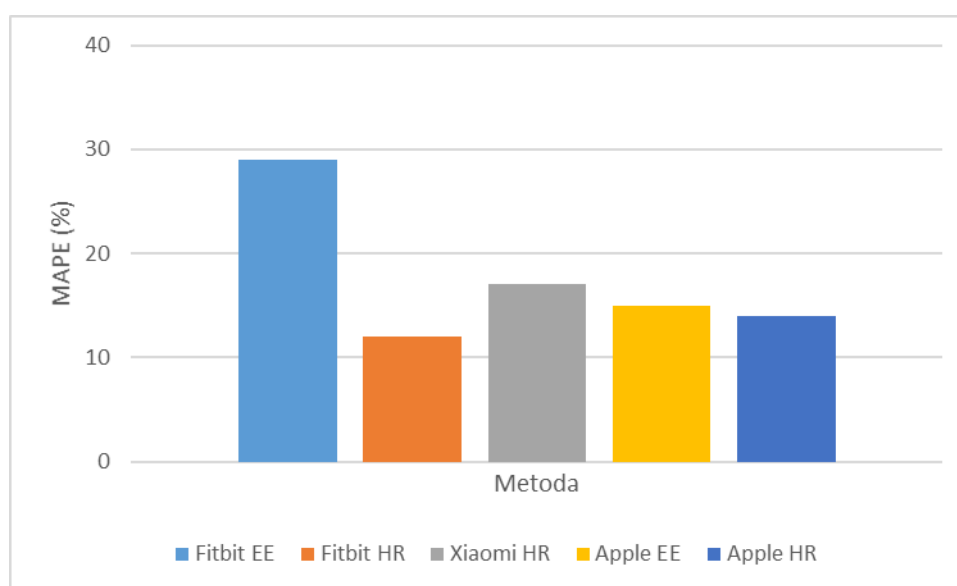
**Tabulka 5.3: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení při sezení na židli.**

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	122,1 $\pm$ 17	-
Fitbit EE	115,1 $\pm$ 12,6	0,33
Fitbit HR	210,1 $\pm$ 10,9	0,00001
Xiaomi HR	184,9 $\pm$ 45,2	0,008
Apple EE	189 $\pm$ 37,5	0,002
Apple HR	196 $\pm$ 38,08	0,0005



## 5.4 Odhad EE během chůze po rovině

Na obrázku 5.10 je znázorněno průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile při chůzi po rovině. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.4. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramku Apple Watch a vypočítaný podle získaných dat tepové frekvence ze zařízení Fitbit, Xiaomi a Apple Watch se významně neliší od kritéria.



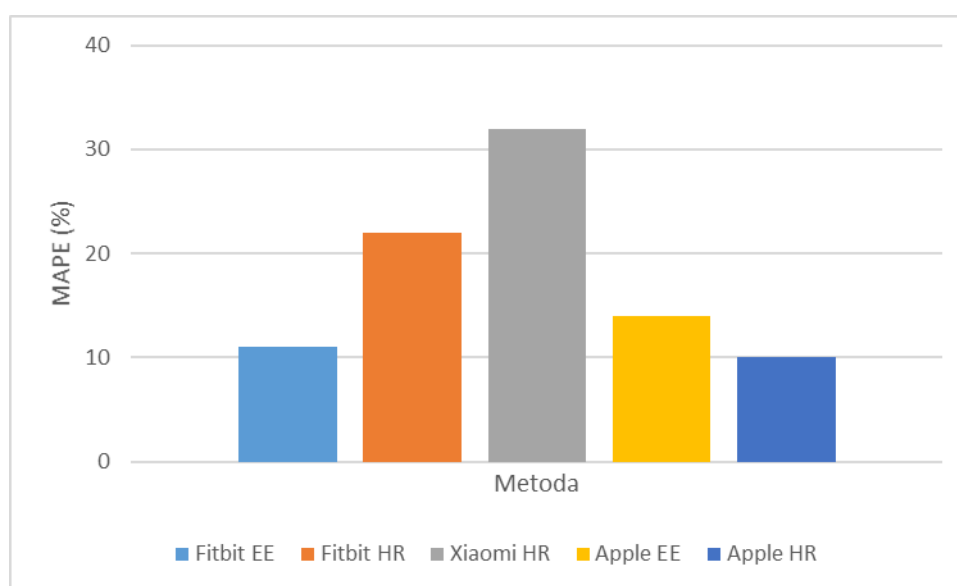
**Obrázek 5.10: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během chůze po rovině pro všechny metody odhadu EE.**

**Tabulka 5.4: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení během chůze po rovině.**

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	272,8 $\pm$ 54	-
Fitbit EE	370 $\pm$ 47,2	0,008
Fitbit HR	279,3 $\pm$ 67,9	0,07
Xiaomi HR	230,6 $\pm$ 62,6	0,16
Apple EE	322,6 $\pm$ 64,9	0,17
Apple HR	297,36 $\pm$ 36,6	0,053

## 5.5 Odhad EE při chůzi do schodů

Obrázek 5.11 ukazuje průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile, když proband chodil do schodů nahoru a dolů. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.5. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramků Fitbit a Apple Watch, také vypočítaný podle získaných dat tepové frekvence ze zařízení Apple Watch se významně nelišil od kritéria.



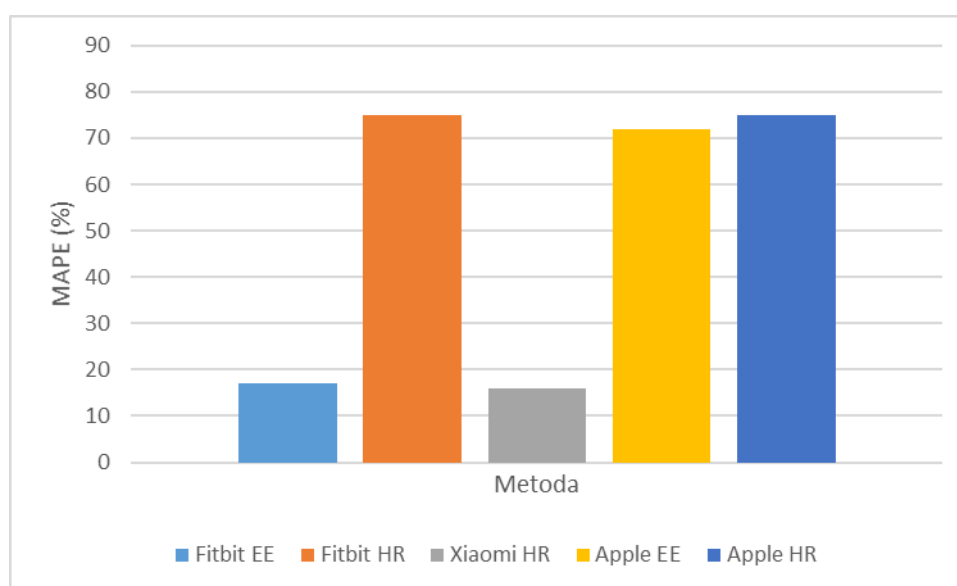
**Obrázek 5.11: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během chůze do schodů pro všechny metody odhadu EE.**

**Tabulka 5.5: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení během chůze do schodů.**

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	541,7 $\pm$ 86,1	-
Fitbit EE	512,1 $\pm$ 60,2	0,07
Fitbit HR	431,5 $\pm$ 127,3	0,01
Xiaomi HR	365,5 $\pm$ 133,5	0,0069
Apple EE	491,1 $\pm$ 106,7	0,11
Apple HR	549,52 $\pm$ 103,29	0,15

## 5.6 Odhad EE během práce za počítačem

Obrázek 5.12 ukazuje průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile, když proband psal text z časopisu za počítačem. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.6. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramku Fitbit a vypočítaný podle získaných dat tepové frekvence ze zařízení Xiaomi se významně nelišil od kritéria.



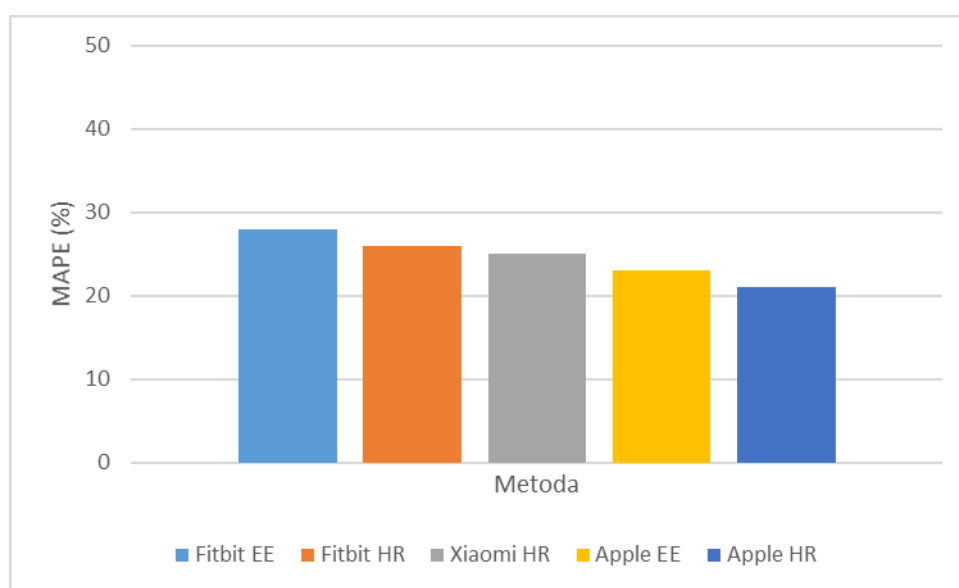
Obrázek 5.12: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při práci za počítačem pro všechny metody odhadu EE.

Tabulka 5.6: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení při práci za počítačem.

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	175,9 $\pm$ 31,9	-
Fitbit EE	163,8 $\pm$ 51,6	0,23
Fitbit HR	301,3 $\pm$ 109,4	0,0014
Xiaomi HR	209,59 $\pm$ 84,57	0,24
Apple EE	295,5 $\pm$ 63,96	0,001
Apple HR	326,8 $\pm$ 68,7	0,002

## 5.7 Odhad EE při chůzi po rovině s taškami

Na obrázku 5.13 jsou ukázány průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile při chůzi po rovině s taškami. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.7. Energetický výdej změřený pomocí všech fitness náramků se významně lišil od kritéria.



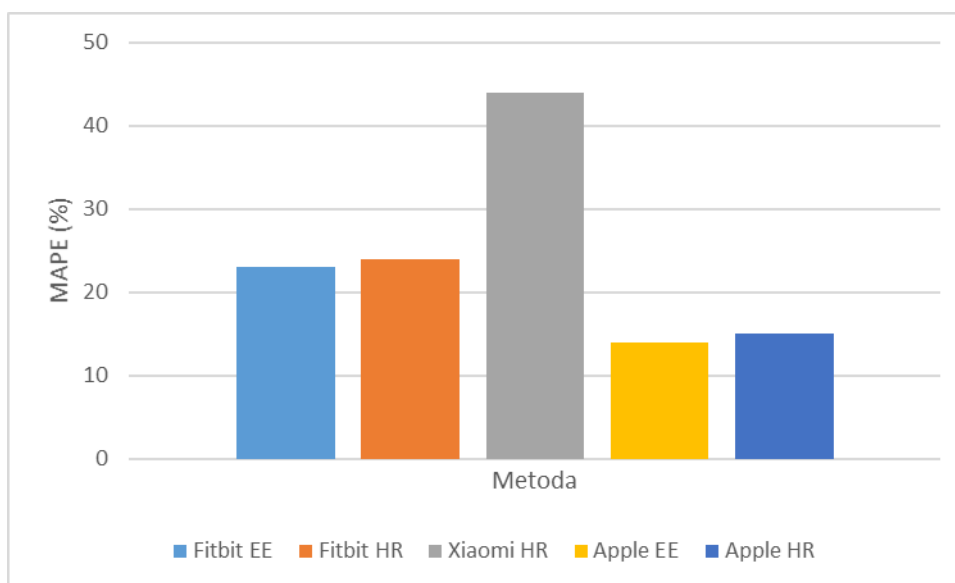
Obrázek 5.13: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při chůzi po rovině s taškami pro všechny metody odhadu EE.

Tabulka 5.7: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení při chůzi po rovině s taškami.

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	329,6 $\pm$ 60,3	-
Fitbit EE	443,7 $\pm$ 39,5	0,004
Fitbit HR	384,3 $\pm$ 76,18	0,008
Xiaomi HR	259 $\pm$ 94,6	0,009
Apple EE	414,2 $\pm$ 82,24	0,03
Apple HR	414,96 $\pm$ 98,93	0,04

## 5.8 Odhad EE během jízdy na ergometru

Na obrázku 5.14 jsou znázorněny průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) mezi metodou Fitbit EE, Fitbit HR, Xiaomi HR, Apple EE, Apple HR a referenčním systémem OxyconMobile při chůzi po rovině. Průměr  $\pm$  SD ve Watech pro každou metodu spolu s  $p$  hodnotami párového T – testu jsou uvedeny v tabulce 5.8. Energetický výdej změřený pomocí fitness náramků Fitbit a Apple Watch a vypočítaný podle získaných dat tepové frekvence ze zařízení Apple Watch se významně neliší od kritéria.



**Obrázek 5.14: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během jízdy na ergometru pro všechny metody odhadu EE.**

**Tabulka 5.8: Průměr  $\pm$  SD (W) a  $p$  hodnoty ze všech zařízení během jízdy na ergometru.**

Metoda	Průměr $\pm$ SD (W)	$P$ hodnota
EO	498,7 $\pm$ 74,4	-
Fitbit EE	505,9 $\pm$ 159,8	0,06
Fitbit HR	382,50 $\pm$ 58,59	0,008
Xiaomi HR	333,1 $\pm$ 183,2	0,00001
Apple EE	539,7 $\pm$ 98,87	0,06
Apple HR	583,42 $\pm$ 98,93	0,05

## 5.9 Shrnutí výsledků

**Tabulka 5.9: Shrnutí získaných výsledků pro jednotlivé metody odhadu energetického výdeje během klidové fáze, zametání, sezení na židli a chůze a po rovině.**

Fáze	Metoda	Relativní chyba (%)	Počet probandů	Chyba ve Wattech	Komentář
Klidová fáze	Fitbit EE	11	12	10,5	Nadceňuje EE
	Fitbit HR	28	8	26,7	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	28	12	26,7	Nadceňuje EE
	Apple EE	31	10	29,6	Nadceňuje EE
	Apple HR	11	10	10,5	Nadceňuje EE
Zametání	Fitbit EE	48	12	95	Nadceňuje EE
	Fitbit HR	31	8	68,3	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	29	12	57,42	Podceňuje EE
	Apple EE	28	10	55,4	Nadceňuje EE
	Apple HR	35	10	69,3	Nadceňuje EE
Sezení na židli	Fitbit EE	14	12	16,94	Podceňuje EE
	Fitbit HR	79	8	95,5	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	51	11	61,7	Nadceňuje EE
	Apple EE	53	9	64,13	Nadceňuje EE
	Apple HR	60	10	72,6	Nadceňuje EE
Chůze	Fitbit EE	29	12	77,7	Nadceňuje EE
	Fitbit HR	12	8	32,16	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	17	12	45,56	Podceňuje EE
	Apple EE	15	10	40,2	Nadceňuje EE
	Apple HR	14	10	37,52	Nadceňuje EE

**Tabulka 5.10: Shrnutí získaných výsledků pro jednotlivé metody odhadu energetického výdeje při chůzi do schodů, práci za počítačem, chůzi s taškami a jízdě na ergometru.**

Fáze	Metoda	Relativní chyba (%)	Počet probandů	Chyba ve Watech	Komentář
Chůze do schodů	Fitbit EE	11	12	58,63	Nadceňuje EE
	Fitbit HR	22	8	117,2	Podceňuje EE
	Xiaomi HR	32	10	170,5	Podceňuje EE
	Apple EE	14	10	74,62	Podceňuje EE
	Apple HR	10	10	53,3	Nadceňuje EE
Práce za počítačem	Fitbit EE	17	12	29,4	Podceňuje EE
	Fitbit HR	75	8	129,75	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	16	11	27,68	Nadceňuje EE
	Apple EE	72	10	124,56	Nadceňuje EE
	Apple HR	75	10	129,75	Nadceňuje EE
Chůze s taškami	Fitbit EE	28	12	91,84	Nadceňuje EE
	Fitbit HR	26	8	85,28	Nadceňuje EE
	Xiaomi HR	25	11	82	Podceňuje EE
	Apple EE	23	10	75,4	Nadceňuje EE
	Apple HR	21	10	68,8	Nadceňuje EE
Ergometr	Fitbit EE	23	12	116,8	Podceňuje EE
	Fitbit HR	24	8	121,9	Podceňuje EE
	Xiaomi HR	44	12	223,5	Podceňuje EE
	Apple EE	14	10	71,12	Nadceňuje EE
	Apple HR	15	10	76,2	Nadceňuje EE

## 6 Diskuse

V dnešní době existuje řada studií, které se zabývají ověřením přesnosti měření EE konkrétních činností pomocí fitness náramků. Většinou se to týká pouze takových aktivit jako je chůze a běh na běžeckých páslech s určitou rychlostí, nebo zkoumají přesnost odhadu EE nepřetržitě během celého dne. Tato práce si primárně kladla za cíl ocenit spolehlivost multisenzorových zařízení při použití v každodenním životě během různých typů aktivit jako je práce u počítače, sezení na židli, zametání, chůze do schodů, když člověk odpočívá nebo chodí s nákupními taškami apod. Sledování energetického výdeje pomocí fitness náramků, které je vyvoláno kontrolou spálených kalorií pro udržení sportovní kondice člověka nebo léčbou chorob, může být ohroženo, pokud se chyba měření podstatně liší během výkonu různých činností.

Tato práce zkoumala přesnost odhadu EE pomocí komerčně dostupných fitness zařízení a také se věnovala spolehlivosti posouzení energetického výdeje na základě naměřených hodnot tepové frekvence. Tato metoda byla použita v diplomové práci, protože některá z použitých zařízení nemají výstupní parametr energetický výdej a kvůli tomu, že tepová frekvence má poměrně vysokou korelaci s EE. Primárním výsledkem této práce je, že odhady energetického výdeje u zařízení Apple Watch Series 5, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2 pro většinu každodenních aktivit nejsou ekvivalentní i přes zapojení velkého množství senzorů do fitness náramků, ale často se blíží odhadům EE získaných pomocí referenčního systému OxyconMobile. Tato zařízení podceňuje a nadceňuje energetický výdej a mají občas velké chyby měření. Spotřebitelé by si měli být vědomi tohoto problému, když používají zařízení poskytující odhady EE a informace o jejich denní fyzické aktivitě pro monitorování svého zdraví a životního stylu.

V této práci bylo srovnávány odhady EE během 94.minutového protokolu sestávající ze sedavých a simulovaných aktivit každodenního života. Procentuální odchylky pro každý model odhadu EE jsou uvedeny v tabulce 5.9 a 5.10. Energetický výdej změřený pomocí zařízení Fitbit Charge 2 během první klidové fáze se nejvíce blížil kritériu. Chyba měření byla nepodstatná i v případě vypočteného EE na základě hodnot tepů u zařízení Xiaomi Mi Band 2 a Apple Watch. Během fáze zametání nebylo přesné žádné z multisenzorových zařízení pro hodnocení EE. Při posouzení třetí fáze experimentu –



sezení, pouze výstupní hodnoty zařízení Fitbit můžeme považovat za spolehlivé. Z ostatních zařízení v laboratorních hodnoceních byla pozorována nízká konzistence.

Chůze je hlavní každodenní činností člověka, odhady energetického výdeje se nejvíce blížily kritériu u metod prováděných pomocí výpočtu EE dle tepové frekvence pro všechna použitá zařízení. Tyto výsledky potvrzují hypotézu, že korelace tepové frekvence a energetického výdeje je vysoký při středních intenzitách fyzické zátěže. Naměřená data od zařízení Apple Watch měla poměrně vysokou shodu s referenční metodou.

V případě měření energetického výdeje při chůzi do schodů nahoru a dolů nebyl zaznamenán žádný významný rozdíl mezi Apple Watch a Fitbit. Při práci u počítače nedošlo k velké chybě měření u zařízení Fitbit a Xiaomi Mi Band. Během fáze chůze s taškami nebylo přesné hodnocení EE u žádného z multisenzorových zařízení, ale jen zařízení Apple Watch se nejvíce blížilo kritériím. Chyba měření byla zanedbatelná u zařízení Apple Watch a Fitbit pro hodnocení energetického výdeje během jízdy na ergometru.

Ukázalo se, že spotřebitelské zařízení Apple Watch a Fitbit během různých diskrétních činností častěji nadceňují energetický výdej ve srovnání s referenční metodou systémem OxyconMobile, zatímco zařízení Xiaomi Mi Band podceňuje EE během fáze zametání, chůze po rovině, chůze do schodů, chůze s taškami a jízdy na ergometru. Můžeme tedy říct, že přesnost hodnocení energetického výdeje byla poměrně vysoká (méně 20 %) u zařízení Fitbit pro 5 z 8 aktivit (sezení, ležení, chůze do schodů, práce u počítače a jízda na ergometru), u zařízení Xiami Mi Band 2 během klidové fáze, chůze po rovině a práce za počítačem a u zařízení Apple Watch během jízdy na ergometru, chůze do schodů, chůze po rovině, ale i přesto nejsou výsledky ekvivalentní referenční metodě.

U zařízení Apple je větší přesnost měření energetického výdeje během aktivit s vyšší intenzitou, což je např. chůze do schodů, jízda na kole apod. Tento výsledek může být způsoben tím, že byl v této práci pro záznam dat od zařízení Apple Watch použit režim cvičení „*Jiné*“ proto, aby minimální vzorkovací frekvenci během experimentu byla několik hodnot za minutu a nahrávání dat energetického výdeje a tepové frekvence probíhalo nepřetržitě. Doposud není dobře známá důležitost těchto režimů, aby uživatelé

věděli, jak interakce s jejich nositelnými monitory fyzické aktivity ovlivňuje přesnost zařízení. Na oficiálních webových stránkách společnosti Apple v menu podpora je vysvětlen princip fungování každého režimu cvičení a vhodné podmínky pro jejich použití. Také je tam uvedeno, pokud naměřené hodnoty ze senzorů během režimu cvičení „*Jiné*“ nejsou k dispozici, uživatel získá hodnocení energetického výdeje, které bude ekvivalentní svižné procházce. Proto příčina nadceňování energetického výdeje u aktivit s nízkou intenzitou může být vyvolaná nepřítomností dat. Díky tomu kompenzace ztracených dat u aktivit s nízkou intenzitou zátěže vede k velkým chybám a špatným výsledkům při hodnocení energetického výdeje člověka.

Jednou z dalších chyb, ke které mohlo dojít v laboratorních hodnoceních je nesprávné nošení a umístění fitness náramků na zápěstí osoby. Účastníci, kteří byli součástí experimentu, patřili do skupiny mladých lidí a převážně měli úzké zápěstí. V důsledku čehož někdy nebyla možnost dostatečně utáhnout řemínek tak, aby chytré hodinky těsně přiléhaly k tělu.

Při interpretaci dosažených výsledků je nutné zdůraznit několik aspektů. V rámci této práce jsem zkoumala mladou, zdravou a aktivní populaci. Pro použité zařízení byly stanoveny hodnoty EE během diskretních aktivit v relativně malém časovém intervalu 10 až 15 minut. Je možné, že dlouhodobé použití a delší individuální kalibrace na některých zařízeních můžou zlepšit přesnost měření. Také v souvislosti s nepříznivým vývojem epidemiologické situace ve výskytu onemocnění COVID -19 na jaře v roce 2020 nebyla příležitost provést experiment u většího počtu probandů, což nepochybně mohlo ovlivnit kvalitu dosažených výsledků.

Spotřebitelská zařízení ještě stále neodpovídají ekvivalentním a spolehlivým výsledkům vůči referenční metodě. Výrazné podhodnocení nebo nadhodnocení s rostoucí intenzitou zátěže u některých zařízení skutečně zdůrazňuje, že stále existuje problém nesrovnatelnosti ve schopnosti převádět vstupní signál ze senzorů na spolehlivé výstupní hodnoty energetického výdeje.

## 7 Závěr

Cílem diplomové práce bylo ověřit přesnost měření energetického výdeje člověka pomocí komerčně dostupných nositelných zařízení Apple Watch Series 5, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2 během každodenních činností běžného života. Úkol byl splněn na základě hodnocení energetického výdeje prováděného pomocí dvou metod. Prvním způsobem hodnocení bylo získání hodnot EE, vycházející rovnou z fitness náramků. Druhá technologie stanovila energetický výdej podle výpočtu z naměřených hodnot tepové frekvence, neboť HR má vysokou korelaci s energetickým výdejem při středních a vyšších intenzitách fyzické zátěže. K referenční metodě byl použit respirační systém OxyconMobile. Dále byl navržen a realizován laboratorní experiment, který se skládal z 8 fází (aktivit) pro získávání dat, které sloužily k porovnání s referenčními hodnotami. Studie se zúčastnilo 12 probandů. Pro zpracování a analýzu naměřených dat byl použit program MS Excel.

Zařízení Fitbit poskytuje relativně dobře odhady energetického výdeje (procentuální odchylka méně 15 %) během klidové fáze, při sezení na židli a chůze do schodů nahoru a dolů. EE vypočítaný na základě hodnot tepové frekvence u zařízení Fitbit při chůzi po rovině můžeme také považovat za dostatečně přesný. Používání chytrých hodinek Apple Watch pro odhad EE během chůze, klidové fáze, chůze do schodů a jízdy na ergometru může být vyhovující pro spotřebitele. Chyby měření u fitness náramku Xiaomi Mi Band jsou sice větší v porovnání s ostatními zařízeními, ale nejsou až tak významné a mohou být použitelné při sledování fyzických aktivit. Je tedy zřejmé, že zařízení s větším množstvím senzorů nemusí vydávat lepší odhady energetického výdeje než jednoduchá zařízení, která fungují na principu akcelerometru.

Můžeme říci, že fitness náramky mohou být součástí sledování našeho zdraví a sportovní kondice, ale velmi opatrně. I když některá zařízení poskytují poměrně přesné odhady energetického výdeje, výsledky nejsou ekvivalentní.

## Seznam použité literatury

- [1] HILLS, Andrew P., Najat MOKHTAR a Nuala M. BYRNE. Assessment of Physical Activity and Energy Expenditure: An Overview of Objective Measures. *Frontiers in Nutrition*. 2014, **1**. DOI: 10.3389/fnut.2014.00005. ISSN 2296-861X. Dostupné také z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnut.2014.00005/abstract>
- [2] BRÜNE, Martin a Wulf SCHIEFENHÖVEL. *The Oxford handbook of evolutionary medicine*. Oxford: Oxford University Press, 2019. ISBN 01-987-8966-1.
- [3] HENRIKSEN, André, Martin HAUGEN MIKALSEN, Ashenafi Zebene WOLDAREGAY, Miroslav MUZNY, Gunnar HARTVIGSEN, Laila Arnesdatter HOPSTOCK a Sameline GRIMSGAARD. Using Fitness Trackers and Smartwatches to Measure Physical Activity in Research: Analysis of Consumer Wrist-Worn Wearables. *Journal of Medical Internet Research*. 2018, **20**(3). DOI: 10.2196/jmir.9157. ISSN 1438-8871. Dostupné také z: <http://www.jmir.org/2018/3/e110/>
- [4] CHOWDHURY, Enhad A., Max J. WESTERN, Thomas E. NIGHTINGALE, Oliver J. PEACOCK, Dylan THOMPSON a Luca Paolo ARDIGÒ. Assessment of laboratory and daily energy expenditure estimates from consumer multi-sensor physical activity monitors. *PLOS ONE*. 2017, **12**(2). DOI: 10.1371/journal.pone.0171720. ISSN 1932-6203. Dostupné také z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0171720>
- [5] DE ARRIBA-PÉREZ, Francisco, Manuel CAEIRO-RODRÍGUEZ a Juan SANTOS-GAGO. Collection and Processing of Data from Wrist Wearable Devices in Heterogeneous and Multiple-User Scenarios. *Sensors*. 2016, **16**(9). DOI: 10.3390/s16091538. ISSN 1424-8220. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/9/1538>
- [6] NDAHIMANA, Didace a Eun-Kyung KIM. Measurement Methods for Physical Activity and Energy Expenditure: a Review. *Clinical Nutrition Research*. 2017, **6**(2). DOI: 10.7762/cnr.2017.6.2.68. ISSN 2287-3732. Dostupné také z: <https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.7762/cnr.2017.6.2.68>
- [7] SAHNI, Rakesh a Karl SCHULZE. Temperature Control in Newborn Infants. *Fetal and Neonatal Physiology*. Elsevier, 2004, 2004, , 548-569. DOI: 10.1016/B978-0-7216-9654-6.50059-X. ISBN 9780721696546. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978072169654650059X>
- [8] HILLS, Andrew P., Najat MOKHTAR a Nuala M. BYRNE. Assessment of Physical Activity and Energy Expenditure: An Overview of Objective Measures. *Frontiers in*

- Nutrition*. 2014, **1**. DOI: 10.3389/fnut.2014.00005. ISSN 2296-861X. Dostupné také z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnut.2014.00005/abstract>
- [9] LAM, Yan Y. a Eric RAVUSSIN. Analysis of energy metabolism in humans: A review of methodologies. *Molecular Metabolism*. 2016, **5**(11), 1057-1071. DOI: 10.1016/j.molmet.2016.09.005. ISSN 22128778. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212877816301569>
- [10] LEVINE, James A. Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutrition*. 2005, **8**(7a), 1123-1132. DOI: 10.1079/PHN2005800. ISSN 1368-9800. Dostupné také z: [https://www.cambridge.org/core/product/identifler/S1368980005001382/type/journal\\_article](https://www.cambridge.org/core/product/identifler/S1368980005001382/type/journal_article)
- [11] ZADÁK, Zdeněk. *Výživa v intenzivní péči. 2., rozš. a aktualiz. vyd.* Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2844-5.
- [12] HOLEČEK, Milan. *Regulace metabolismu cukrů, tuků, bílkovin a aminokyselin*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1562-7.
- [13] VAŇKOVÁ, Daniela. *Implementace, kalibrace a experimentální ověření metody pro automatické hodnocení fyzické zátěže hasičů*. Kladno, 2019. Diplomová práce. České Vysoké Učení Technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Pavel Smrčka, Ph.D.
- [14] LEONARD, William R. Measuring human energy expenditure: What have we learned from the flex-heart rate method? *American Journal of Human Biology*. 2003, **15**(4), 479-489. DOI: 10.1002/ajhb.10187. ISSN 10420533. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ajhb.10187>
- [15] ZDOBINSKÝ, Jaroslav. *Srovnání energetického výdeje měřeného pomocí bezdrátových monitorovacích systémů a konvenčních referenčních metod*. Kladno, 2016. Diplomová práce. České Vysoké Učení Technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Tomáš Veselý.
- [16] WARREN, Janet M., Ulf EKELUND, Herve BESSON, Alessandro MEZZANI, Nickos GELADAS a Luc VANHEES. *Assessment of physical activity – a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*. 2010, **17**(2), 127-139. DOI: 10.1097/HJR.0b013e32832ed875. ISSN 1741-8267. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1097/HJR.0b013e32832ed875>
- [17] PLASQUI, G. Smart approaches for assessing free-living energy expenditure following identification of types of physical activity. *Obesity Reviews*. 2017, **18**, 50-55. DOI: 10.1111/Obrázek\_12506. ISSN 14677881. Dostupné také z: [http://doi.wiley.com/10.1111/Obrázek\\_12506](http://doi.wiley.com/10.1111/Obrázek_12506)

- [18] GASTIN, Paul B., Cassy CAYZER, Dan DWYER a Sam ROBERTSON. Validity of the ActiGraph GT3X and BodyMedia SenseWear Armband to estimate energy expenditure during physical activity and sport. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2018, 21(3), 291-295. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.07.022. ISSN 14402440. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1440244017309830>
- [19] BRAGE, Søren, Niels BRAGE, Paul W. FRANKS, Ulf EKELUND, Man-Yu WONG, Lars Bo ANDERSEN, Karsten FROBERG a Nicholas J. WAREHAM. Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*. 2004, 96(1), 343-351. DOI: 10.1152/jappphysiol.00703.2003. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00703.2003>
- [20] TUDOR-LOCKE, Catrine, Joel E. WILLIAMS, Jared P. REIS a Delores PLUTO. Utility of Pedometers for Assessing Physical Activity. *Sports Medicine*. 2002, 32(12), 795-808. DOI: 10.2165/00007256-200232120-00004. ISSN 0112-1642. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200232120-00004>
- [21] BYRNE, Nuala M., Andrew P. HILLS, Gary R. HUNTER, Roland L. WEINSIER a Yves SCHUTZ. Metabolic equivalent: one size does not fit all. *Journal of Applied Physiology*. 2005, 99(3), 1112-1119. DOI: 10.1152/jappphysiol.00023.2004. ISSN 8750-7587. Dostupné také z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.00023.2004>
- [22] JETTÉ, M., K. SIDNEY a G. BLÜMCHEN. Metabolic equivalents (METS) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity. *Clinical Cardiology*. 1990, 13(8), 555-565. DOI: 10.1002/clc.4960130809. ISSN 01609289. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1002/clc.4960130809>
- [23] AROGANAM, Gobinath, Nadarajah MANIVANNAN a David HARRISON. Review on Wearable Technology Sensors Used in Consumer Sport Applications. *Sensors*. 2019, 19(9). DOI: 10.3390/s19091983. ISSN 1424-8220. Dostupné také z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/9/1983>
- [24] KAMIŠALIĆ, Aida, Iztok FISTER, Muhamed TURKANOVIĆ a Sašo KARAKATIČ. Sensors and Functionalities of Non-Invasive Wrist-Wearable Devices: A Review. *Sensors*. 2018, 18(6). DOI: 10.3390/s18061714. ISSN 1424-8220. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/6/1714>
- [25] SHIN, Grace, Mohammad Hossein JARRAHI, Yu FEI, Amir KARAMI, Nicci GAFINOWITZ, Ahjung BYUN a Xiaopeng LU. Wearable activity trackers, accuracy, adoption, acceptance and health impact: A systematic literature review. *Journal of Biomedical Informatics*. 2019, 93. DOI:

- 10.1016/j.jbi.2019.103153. ISSN 15320464. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1532046419300711>
- [26] ELBELT, Ulf, Tatjana SCHUETZ, Isabelle HOFFMANN, Matthias PIRLICH, Christian Joseph STRASBURGER a Herbert LOCHS. Differences of energy expenditure and physical activity patterns in subjects with various degrees of obesity. *Clinical Nutrition*. 2010, **29**(6), 766-772. DOI: 10.1016/j.clnu.2010.05.003. ISSN 02615614. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261561410000890>
- [27] WANG, Julie B., Lisa A. CADMUS-BERTRAM, Loki NATARAJAN, Martha M. WHITE, Hala MADANAT, Jeanne F. NICHOLS, Guadalupe X. AYALA a John P. PIERCE. Wearable Sensor/Device (Fitbit One) and SMS Text-Messaging Prompts to Increase Physical Activity in Overweight and Obese Adults: A Randomized Controlled Trial. *Telemedicine and e-Health*. 2015, **21**(10), 782-792. DOI: 10.1089/tmj.2014.0176. ISSN 1530-5627. Dostupné také z: <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/tmj.2014.0176>
- [28] MERCER, Kathryn, Lora GIANGREGORIO, Eric SCHNEIDER, Parmit CHILANA, Melissa LI a Kelly GRINDROD. Acceptance of Commercially Available Wearable Activity Trackers Among Adults Aged Over 50 and With Chronic Illness: A Mixed-Methods Evaluation. *JMIR mHealth and uHealth*. 2016, **4**(1). DOI: 10.2196/mhealth.4225. ISSN 2291-5222. Dostupné také z: <http://mhealth.jmir.org/2016/1/e7/>
- [29] YAVELBERG, Loren, Dessi ZAHARIEVA, Ali CINAR, Michael C. RIDDELL a Veronica JAMNIK. A Pilot Study Validating Select Research-Grade and Consumer-Based Wearables Throughout a Range of Dynamic Exercise Intensities in Persons With and Without Type 1 Diabetes: A Novel Approach. *Journal of Diabetes Science and Technology*. 2018, **12**(3), 569-576. DOI: 10.1177/1932296817750401. ISSN 1932-2968. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1932296817750401>
- [30] MERCER, Kathryn, Melissa LI, Lora GIANGREGORIO, Catherine BURNS a Kelly GRINDROD. Behavior Change Techniques Present in Wearable Activity Trackers: A Critical Analysis. *JMIR mHealth and uHealth*. 2016, **4**(2). DOI: 10.2196/mhealth.4461. ISSN 2291-5222. Dostupné také z: <http://mhealth.jmir.org/2016/2/e40/>
- [31] EVENSON, Kelly R., Michelle M. GOTO a Robert D. FURBERG. Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*. 2015, **12**(1). DOI: 10.1186/s12966-015-0314-1. ISSN 1479-5868. Dostupné také z: <http://www.ijbnpa.org/content/12/1/159>

- [32] SASAKI, Jeffer Eidi, Amanda HICKEY, Marianna MAVILIA, Jacquelynne TEDESCO, Dinesh JOHN, Sarah Kozey KEADLE a Patty S. FREEDSON. Validation of the Fitbit Wireless Activity Tracker for Prediction of Energy Expenditure. *Journal of Physical Activity and Health*. 2015, 12(2), 149-154. DOI: 10.1123/jpah.2012-0495. ISSN 1543-3080. Dostupné také z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jpah/12/2/article-p149.xml>
- [33] THOMSON, Elizabeth A., Kayla NUSS, Ashley COMSTOCK, Steven REINWALD, Sophie BLAKE, Richard E. PIMENTEL, Brian L. TRACY a Kaigang LI. Heart rate measures from the Apple Watch, Fitbit Charge HR 2, and electrocardiogram across different exercise intensities. *Journal of Sports Sciences*. 2018, 37(12), 1411-1419. DOI: 10.1080/02640414.2018.1560644. ISSN 0264-0414. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2018.1560644>
- [34] KAEWKANNATE, Kanitthika, Soochan KIM a Robert D. FURBERG. A comparison of wearable fitness devices. *BMC Public Health*. 2016, 16(1). DOI: 10.1186/s12889-016-3059-0. ISSN 1471-2458. Dostupné také z: <http://bmcpublihealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12889-016-3059-0>
- [35] DOOLEY, Erin E, Natalie M GOLASZEWSKI a John B BARTHOLOMEW. Estimating Accuracy at Exercise Intensities: A Comparative Study of Self-Monitoring Heart Rate and Physical Activity Wearable Devices. *JMIR mHealth and uHealth*. 2017, 5(3). DOI: 10.2196/mhealth.7043. ISSN 2291-5222. Dostupné také z: <http://mhealth.jmir.org/2017/3/e34/>
- [36] OXYCON Mobile: Návod k obsluze Version 5,x.
- [37] Apple Watch. Apple [online]. [cit. 2020-04-13]. Dostupné z: <https://www.apple.com/cz/watch/>
- [38] Fitbit Charge 2: Návod k obsluze Verze 1.0
- [39] The Kolmogorov-Smirnov Test of Normality. *Social Science Statistics* [online]. [cit. 2020-05-15]. Dostupné z: <https://www.socscistatistics.com/tests/kolmogorov/default.aspx>



## Seznam použitých obrázků

Obrázek 2.1: Složky energetického výdeje člověka.....	12
Obrázek 2.2: Schéma principu nepřímé kalorimetrie. [11] .....	19
Obrázek 2.3: Schéma rozvětvené rovnice výpočtu energetického výdeje pomocí kombinace tepové frekvence a pohybové aktivity. [19].....	26
Obrázek 2.4: Schéma zpracování a přenosu dat z nositelných zařízení. [23]...29	
Obrázek 4.1: Systém OxyconMobile. Fotografie: autor .....	37
Obrázek 4.2: Zapojení systému OxyconMobile pro kalibrační měření. Zleva: kalibrační pumpa, nabíječka baterie, základní stanice, jednotka SBX, notebook. Fotografie: autor .....	38
Obrázek 4.3: Průběh experimentu v software JLAB5. Fotografie: autor .....	39
Obrázek 4.4: Fotografie chytrých hodinek Apple Watch Series 5. Fotografie: autor.....	40
Obrázek 4.5: Fotografie zařízení Fitbit Charge 2. Fotografie: autor .....	42
Obrázek 4.6: Fotografie zařízení Xiaomi Mi Band 2. Fotografie: autor .....	43
Obrázek 4.7: Poslední fáze experimentu-jízda na ergometru. Fotografie: autor .....	45
Obrázek 5.1: Průběh měření HR během celého experimentu u probanda s ID 8. ....	51
Obrázek 5.2: Porovnání EE změřeného pomocí fitness náramku Fitbit Charge 2 s referenční metodou u probanda s ID 7.....	51
Obrázek 5.3: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Fitbit Charge 2 s referenční metodou u probanda s ID 8. ....	52
Obrázek 5.4: Porovnání EE změřeného pomocí fitness náramku Apple Watch s referenční metodou u probanda s ID 4.....	52
Obrázek 5.5: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Apple Watch s referenční metodou u probanda s ID 4.....	53
Obrázek 5.6: Porovnání EE vypočítaného dle tepové frekvence pomocí fitness náramku Xiaomi Mi Band 2 s referenční metodou u probanda s ID 4. ....	53
Obrázek 5.7: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během klidové fáze pro všechny metody odhadu EE.....	54

<b>Obrázek 5.8: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při zametání pro všechny metody odhadu EE. ....</b>	<b>55</b>
<b>Obrázek 5.9: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při sezení na židli pro všechny metody odhadu EE.....</b>	<b>56</b>
<b>Obrázek 5.10: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během chůze po rovině pro všechny metody odhadu EE.....</b>	<b>57</b>
<b>Obrázek 5.11: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během chůze do schodů pro všechny metody odhadu EE. ....</b>	<b>58</b>
<b>Obrázek 5.12: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při práci za počítačem pro všechny metody odhadu EE.....</b>	<b>59</b>
<b>Obrázek 5.13: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) při chůzi po rovině s taškami pro všechny metody odhadu EE.....</b>	<b>60</b>
<b>Obrázek 5.14: Průměrné hodnoty absolutní procentuální chyby (MAPE) během jízdy na ergometru pro všechny metody odhadu EE. ....</b>	<b>61</b>

## Seznam použitých tabulek

Tabulka 2.1: Výhody a omezení různých metod používaných pro odhad energetického výdeje člověka.....	15
Tabulka 2.2: Úroveň fyzické aktivity odpovídající počtu kroků za den.....	27
Tabulka 2.3: Přehled hodnot energetického výdeje v METs pro vybrané aktivity.....	28
Tabulka 4.1: Údaje probandů, kteří se zúčastnili experimentu.....	44
Tabulka 4.2: Aktivity probíhající v experimentu, jejich doba trvání a úroveň zátěží.....	46
Tabulka 5.1: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení během klidové fáze.....	54
Tabulka 5.2: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení při zametání....	55
Tabulka 5.3: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení při sezení na židli.....	56
Tabulka 5.4: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení během chůze po rovině.....	57
Tabulka 5.5: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení během chůze do schodů.....	58
Tabulka 5.6: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení při práci za počítačem.....	59
Tabulka 5.7: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení při chůzi po rovině s taškami.....	60
Tabulka 5.8: Průměr $\pm$ SD (W) a <i>p</i> hodnoty ze všech zařízení během jízdy na ergometru.....	61
Tabulka 5.9: Shrnutí získaných výsledků pro jednotlivé metody odhadu energetického výdeje během klidové fáze, zametání, sezení na židli a chůze a po rovině.....	62
Tabulka 5.10: Shrnutí získaných výsledků pro jednotlivé metody odhadu energetického výdeje při chůzi do schodů, práci za počítačem, chůzi s taškami a jízdě na ergometru.....	63

# Příloha A: Dokumenty pro Etickou komisi

Přidělené ID:

## Dotazník

pro potřeby výzkumného projektu:

### URČENÍ PŘESNOSTI KVANTIFIKACE ENERGETICKÉHO VÝDEJE ČLOVĚKA POMOCÍ NOSITELNÉ ELEKTRONIKY

**Poučení:** Veškeré údaje budou použity pouze pro potřeby tohoto projektu. Vaše osobní údaje nebudou zveřejněny a budou s projektem spojeny pouze prostřednictvím přiděleného ID.

<b>Osobní údaje probanda:</b>	
<b>Jméno:</b>	<b>Datum narození (DD.MM.RRRR):</b>
<b>Příjmení:</b>	<b>Věk:</b>
<b>Pohlaví:</b>	<b>Kontakt:</b>
<b>Naměřené údaje:</b>	
<b>Výška (cm):</b>	
<b>Váha (kg):</b>	
<b>Zdravotní stav probanda:</b>	
<b>Alkohol (ano/ne):</b>	
<b>Kouření (ano/ne/ již ne) – počet let:</b>	
<b>Nemoci respirační a kardiovaskulární soustavy (např: astma alergie, srdeční příhody, infarkt myokardu, epilepsie atd.):</b>	
<b>Nemoci pohybového ústrojí, zlomeniny končetin:</b>	
<b>Jaký druh zaměstnání vykonáváte:</b> Spíše sedavá práce. (kancelář, práce na PC atd.), Během pracovní doby jsem více v pohybu (práce mimo budovu, častá chůze atd.), Fyzicky náročné zaměstnání (hasič, policista, záchranář, profesionální sportovec atd.), Jiné:	
<b>Vaše trénovanost:</b> Aktivně se věnuji sportování, Sportování se věnuji rekreačně, Příležitostně si například zaběhám nebo zahraji nějakou z týmových her, Nesportuji, Jiné (popište):	

**Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem všechny uvedené údaje vyplnil/a pravdivě a rozumím poučení v úvodu dotazníku.**

.....  
Místo a datum

.....  
Podpis probanda

## Informovaný souhlas vč. informace pro subjekt hodnocení

**Název: Určení přesnosti kvantifikace energetického výdeje člověka pomocí nositelné elektroniky**

**Hlavní řešitel, spoluředitel:** Olga Tsirkunova

**Pracoviště:** Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI a I.LF UK

Vážený studente,

projekt *Určení přesnosti kvantifikace energetického výdeje člověka pomocí nositelné elektroniky* je výzkumný projekt Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze. Projekt je realizován v rámci diplomové práce a slouží k získání dat pro jejich následné zpracování a vyhodnocení.

Energetický výdej (EE) je částka energie, která je potřebná lidskému organismu jak na vykonání tělesných funkcí včetně dýchání, trávení, cirkulace krve, tak při výkonu určitých činností. Nositelné monitory fyzické aktivity či fitness náramky jsou v současné době populární tendence. Tato zařízení se stávají běžně používaná, protože díky umístěným senzorům a příslušné mobilní aplikaci poskytují možnost pacientům samým monitorovat své zdraví a životní styl, umožňují plánování výživy pro sportovní kondici, a dokonce se používají při léčbě chorob.

Existují několik metod odhadu EE. Pro tento projekt byla vybrána metoda nepřímé kalorimetrie, která se hodně používá jako referenční ve výzkumech. Ona je založena na vztahu mezi EE, spotřebou kyslíku a produkcí oxidu uhličitého.

Přístroj OxyconMobile bude použit v projektu a je vyroben společností CareFusion. Systém je neinvazivní a umožňuje změřit energetický výdej člověka na základě analýzy vdechovaného a vydechovaného vzduchu, tento systém je přímo nasazený na hrud' nebo záda měřené osoby. OxyconMobile se skládá z obličejové masky, do které jsou vedeny trubice pro detekci kyslíku a oxidu uhličitého. Na druhém konce trubice jsou zapojeny do jednotek pro zpracování a analýzu plynu a následným odesláním dat do PC.

Cílem práce je ověření přesnosti měření energetického výdeje člověka pomocí komerčně dostupných nositelných zařízení, jako je Apple Watch, Fitbit Charge 2 a Xiaomi Mi Band 2, která měří kroky, vzdálenost, EE, tepovou frekvenci, pohybovou aktivitu apod. Tyto náramky budou umístěny na zápěstích. Dalším cílem je realizace sady experimentů za účelem porovnání naměřených dat z nositelných zařízení s referenční metodou. Nakonec kvantifikovat přesnost jednotlivých náramků.

Všechny systémy jsou bezdrátové, díky čemu proband během experimentu není omezen v prostoru.

Experiment bude prováděn na vybraných dobrovolnících (probandech) zejména z řad studentů obou pohlaví. Věk probandů je v rozmezí 19–25 let. Po příchodu do experimentální místnosti bude proband požádán o vyplnění dotazníku, při kterém budou zjištěny následující údaje: jméno, výška, váha, věk. Dále bude zaznamenáno, zda je proband aktivní kuřák a pije alkohol, zda netrpí nemocemi respirační a kardiovaskulární soustavy nebo nemocemi pohybového ústrojí. Potom probandovi bude vysvětlen postup a délka experimentu a bude poučen že měření může kdykoliv ukončit.

Nejdříve na probanda budou umístěny na zápěstí všechny náramky pro měření energetického výdeje a tepové frekvence. Potom na probanda bude nasazena obličejová maska pro snímání spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého a řídicí jednotky OxyconMobile.

Měření se začne klidovou fází v leže pro zjištění aktuálních klidových hodnot, tato fáze bude trvat 15 minut. Potom bude proband zametat v délce 12 minut. Po uplynutí této doby bude vyzván k sezení na židli po dobu 10 minut. Následující fáze bude chůze po rovině během 12 minut. Dále v 5. fáze proband bude chodit do schodů 12 minut. Potom bude probíhat práce za počítačem, kde proband bude psát text po dobu 10 minut. Předposlední činnost bude chůze po rovině s taškami 10 minut. Na konci experimentu bude jízda na ergometru v délce 10 minut. Délka experimentu v rámci jednoho probanda by neměla přesáhnout 2 hodiny.

**Experimentu se nesmí zúčastnit osoby, kteří trpí nemocí pohybového ústrojí, nemocemi dýchacího ústrojí a osoby s kardiovaskulárními chorobami. Proband svým podpisem tohoto informovaného podpisu stvrzuje, že porozuměl těmto vylučujícím kritériím, a že tato vylučovací kritéria nenaplnuje.**

Diskomfortem pro probandy je dýchání přes obličejovou masku a čas strávený při experimentu. Kromě uvedených vylučujících kritérií je experiment zcela bezpečný a nejsou známy žádné vedlejší účinky ani rizika.

Z naměřených dat nebudou vyvozovány jakékoli závěry o Vašem zdravotním stavu.

Náklady na odškodnění v případě poškození probanda ponese ČVUT FBMI, nicméně riziko je praktické nulové.

**Účast na experimentu je zcela dobrovolná, bez nároku na jakoukoliv odměnu. Zároveň se nepředpokládají žádné finanční výdaje probanda.**

Podepsáním tohoto písemného informovaného souhlasu souhlasíte s tím, že hlavní řešitelé a etická komise budou mít umožněn přímý přístup k původní klinické dokumentaci za účelem ověření průběhu studie anebo údajů, aniž dojde k porušení důvěrnosti informací o Vaší osobě, v míře povolené právními předpisy.

Záznamy, podle nichž lze identifikovat probanda, budou uschovány jako důvěrné a nebudou, v míře zaručené právními předpisy, veřejně zpřístupněny. Budou-li výsledky studie publikovány, totožnost probanda nebude zveřejněna.

Vyskytne-li se informace, která by mohla mít vliv na rozhodnutí probanda, zda pokračovat v účasti ve studii nebo ne, bude proband o této skutečnosti včas informován.

Další informace týkající se této studie a práv probandů lze získat u výše zmíněných řešitelů. V případě poškození zdraví v souvislosti se studií kontaktujte hlavního řešitele projektu.

Vaše účast ve studii je dobrovolná, můžete ji odmítnout nebo můžete od účasti ve studii kdykoliv odstoupit, a to bez udání důvodu a bez jakýchkoliv finančních, právních či jiných následků.

Z účasti na experimentu může být proband vyloučen z těchto důvodů: nemoci respiračního systému, nemoci kardiovaskulárního systému, zvýšená tělesná teplota, těhotenství. Předpokládaná doba trvání experimentu v rámci jednoho probanda je cca 2 hodiny. Studie se zúčastní 10–15 probandů.

**Prohlášení:**

**Prohlašuji a svým podpisem stvrzuji, že jsem se seznámil/a a porozuměl/a všemu výše uvedenému a souhlasím s účastí ve studii. Prohlašuji, že nesplňuji žádné kritérium výše uvedené, které by neumožňovalo moji účast ve studii.**

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod číslem:

Odpovědný řešitel:

Podpis probanda:

Podpis odpovědného řešitele:

Datum:

Datum:





Všechny potřebné pomůcky jsou odrazové. Všechny použité přístroje mají platnou BTK.	
Kdo ponese náklady na odškodnění v případě poškození subjektu hodnocení: FBMI CVUT, nicméně riziko je prakticky nulové.	
C: Charakteristika souboru laboratorních zvířat:	
Druh laboratorních zvířat:	Počet:
Doba trvání celého projektu (datum od-do):	Doba trvání pro jeden subjekt hodnocení:
Jak bude zajištěna péče o zvířata v průběhu experimentu:	
D: Doplnující informace k výzkumnému projektu:	

V Kladně dne

\_\_\_\_\_ *podpis hlavního řešitele*

## **Příloha B: Obsah přiloženého CD**

- Klíčová slova
- Abstrakt česky
- Abstrakt anglicky
- Zadání diplomové práce
- Vypracovaná diplomová práce